



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPJATOSTNÍ ANALÝZA PRVKŮ TOTÁLNÍ NÁHRADY TRAPÉZIOMETAKARPÁLNÍHO KLOUBU

**DEFORMATION AND STRESS ANALYSIS OF THE PARTS OF THE TOTAL REPLACEMENT OF
THE TRAPEZIOMETACARPAL JOINT**

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. TOMÁŠ SVOJANOVSKÝ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. VLADIMÍR FUIS, Ph.D.

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Tomáš Svojanovský

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Deformačně napjatostní analýza prvků totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu

v anglickém jazyce:

Deformation and stress analysis of the parts of the total replacement of the trapeziometacarpal joint

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V současné době se provádí v nemocnici v Havlíčkově Brodě klinické testy nového typu totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu. Lékaře kromě klinických testů zajímá i napjatost a deformace prvků této nové náhrady.

Cíle diplomové práce:

- Provedení rešerše týkající se trapéziometakarpálního kloubu a jeho náhrad.
- Vytvoření modelu geometrie implantátu a následně i výpočtového modelu v systému MKP ANSYS.
- Provedení deformačně napjatostní analýzy uvedené soustavy pro různé varianty modelu geometrie.

Seznam odborné literatury:

1. Trtík, L.: Rhizartróza, současně možnosti léčení. Ortopedie 2011, 5, str. 28-33.
2. Čihák, R.: Anatomie 1. Praha: Avicenum, 1987.
3. Katalog firmy Beznoska - náhrada trapéziometakarpálního kloubu.
4. Manuál systému MKP ANSYS.

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 21.11.2014

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
Děkan fakulty

Abstrakt

Tato diplomová práce navazuje na bakalářskou práci s podobným názvem, která se zabývala zejména rhizartrózou. Kvůli tomuto onemocnění kloubů se provádí implantace totální trapéziometakarpální náhrady. Bakalářská práce dále sloužila jako seznámení s metodou konečných prvků a problematikou kontaktních úloh. Naproti tomu se centrum zájmu diplomové práce zaměřuje výhradně na deformačně napjatostní analýzu totální náhrady. Hlavním cílem je provést analýzy na různých variantách modelů geometrie. Dále je snahou, analyzovat kontaktní tlaky pokročilého modelu zahrnujícího kromě celé náhrady také kostní tkáň a vazy či šlachy zaručující statickou rovnováhu komponent.

Pro bakalářskou práci bylo využito programu ANSYS Workbench, zatímco diplomová práce byla zpracována za pomoci klasického prostředí ANSYS APDL. Práce v klasickém prostředí dovoluje uživateli větší kontrolu nad celým procesem výpočtu, často však vyžaduje více zkušeností a hlubší teoretické znalosti. Protože s sebou kontaktní úlohy přináší mnoho problémů spojených s konvergencí a přesností výsledků, nechybí zde vysvětlení důležitých pojmů ani řada doporučení, jež mohou usnadnit řešení těchto problémů.

Klíčová slova

Trapéziometakarpální kloub, totální náhrada, deformačně napjatostní analýza, metoda konečných prvků, výpočtové modelování, kontaktní úloha, ANSYS APDL

Abstract

The presented diploma thesis builds on author's bachelor's thesis of the similar name which was focused, in particular, on rhizarthrosis. Because of this joint disease, implantations of the total joint replacement are performed. The bachelor's thesis also served as a familiarization with the finite element method and contact analyses issues, giving a theoretical framework for this diploma thesis. As opposed to that, the diploma thesis aims entirely at deformation and stress analysis of the total replacement. The main objective is to carry out analyses of different variants of geometric models. In addition, there is a tendency to analyze contact pressures of advanced model concerning all the total replacement, bone tissues, ligaments and tendons guaranteeing the static equilibrium of components.

The bachelor's thesis has been developed in ANSYS Workbench, whereas the diploma thesis in ANSYS APDL. Work in APDL allows user to control better over the entire computational process, however, requires more skills and theoretic knowledge. Contact analyses bring a lot of problems associated with convergence of procedures and accuracy of results. Therefore, explanations of important terms and set of recommendations are included for the purpose of easier solving of the contact problems.

Keywords

Trapeziometacarpal joint, total replacement, deformation and stress analysis, finite element method, computational modeling, contact analysis, ANSYS APDL

Bibliografická citace

SVOJANOVSKÝ, T. *Deformačně napjatostní analýza prvků totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 88 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité prameny a literaturu.

V Brně dne 29. 5. 2015

.....

Poděkování

Chtěl bych vyslovit velké poděkování mému vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Vladimíru Fuisovi, Ph.D. za jeho trpělivost a ochotu poskytovat důležité rady a cenné připomínky. Srdečný dík patří také Ing. Petru Lošákovi, Ph.D., který mi nikdy v případě nouze neodmítl pomoci. Zásadní podíl na zdárném dokončení diplomové práce mají všichni členové rodiny a blízcí, kteří mě v mém úsilí neustále podporovali.

Obsah

1	ÚVOD	11
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	12
3	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLŮ ŘEŠENÍ	13
4	STANOVENÍ SYSTÉMU PODSTATNÝCH VELIČIN	14
4.1	Rozmístění prvků soustavy a jejich geometrie	14
4.2	Vazby objektu k okolí a vzájemné vazby komponent.....	14
4.3	Aktivace objektu	14
4.4	Ovlivnění objektu	14
4.5	Vlastnosti prvků struktury objektu	14
4.6	Projevy objektu.....	15
4.7	Důsledky projevů.....	15
5	REŠERŠNÍ STUDIE TMC NÁHRAD	16
6	ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY	18
6.1	Kostní tkáň	18
6.2	Vazy a šlachy TMC kloubu	18
6.3	Zjednodušení náhrady	19
6.4	Povrchová úprava hlavice a jamky.....	19
7	VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ	21
8	POUŽITÝ SOFTWARE	22
9	TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU	23
9.1	Model dekompozice objektu	23
9.2	Model geometrie	24
9.3	Model topologie.....	29

9.4	Model vazeb objektu k okolí a model vzájemných vazeb komponent	30
9.5	Model aktivace objektu	33
9.6	Model vlastností struktury objektu	36
9.7	Diskretizace modelu	37
9.8	Problematika kontaktních úloh	46
9.9	Submodeling	53
9.10	Model mezních stavů objektu	54
10	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ.....	55
10.1	Prezentace a analýza výsledků zjednodušeného modelu (A, B, C).....	55
10.2	Prezentace a analýza výsledků náhrady TMC skloubení (D).....	68
10.3	Prezentace a analýza výsledků náhrady s využitím submodelingu (D)	69
10.4	Porovnání výpočtové náročnosti.....	74
11	PŘESNOST VÝSLEDKŮ	75
11.1	Jemnost sítě.....	75
11.2	Kontaktní tuhost	76
11.3	Vztah kontaktních tlaků a 3. hlavních napětí.....	76
11.4	Kontrola výsledků submodelingu	79
12	ZÁVĚR.....	80
13	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ.....	81
14	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ.....	85
15	SEZNAM OBRÁZKŮ	86
16	SEZNAM TABULEK.....	88

1 ÚVOD

S ohledem na zařazení této diplomové práce do oboru nazvaného biomechanika by bylo příhodné tento pojem analyzovat a co nejdůležitěji definovat. Jak je zřejmé, výraz biomechanika se skládá ze slov mechanika a bio. Lidé často hovoří o mechanice, aniž by tušili, co tato věda zahrnuje. I studenti mechaniky těles by se při vysvětlování tohoto pojmu mohli mírně zapotit, ale zcela jistě by svoje myšlenky dovedli do zdárného konce. Podle [1] lze mechaniku snadno definovat jako nauku o příčinách, zákonitostech a důsledcích pohybů objektů. Vedle toho slovo bio odkazuje ke všemu živému. Biomechanika může tedy být definována jako teoreticko-aplikační obor, který využívá poznatky z mechaniky pro řešení problémů v oblasti biooborů. Biomechanickými objekty mohou být prvky fauny nebo flóry. [2], [3], [4]

V tomto případě je biomechanickým objektem člověk, konkrétně trapéziometakarpální (TMC) kloub s implantovanou totální TMC náhradou zajišťující pohyblivost palce ruky při onemocnění zvaném rhizartróza. Jedná se o bolestivé onemocnění kloubů ruky, které s sebou často přináší právě i omezení pohyblivosti. O rhizartróze, jejím léčení a záležitostech s tím spojených detailněji pojednává [5]. V této diplomové práci se pozornost orientuje především na mechanické chování TMC náhrady a vyvození závěrů plynoucích z dosažených výsledků.

Protože se tato práce má zabývat deformací a napjatostí TMC náhrady, musí být pro řešení zvolena vhodná a efektivní metoda. Metoda nese název metoda konečných prvků (MKP) a na poměrně vysoké úrovni je vyučována na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky (ÚMTMB) na Fakultě strojního inženýrství (FSI) Vysokého učení technického (VUT) v Brně. Jedná se o numerickou metodu založenou na matematické teorii.

Pro kvalitní činnost s MKP jsou nezbytné teoretické znalosti a praktické zkušenosti, které mohou řešiteli podstatně ulehčit cestu za hodnotnými výsledky. MKP poskytuje téměř pokaždé líbivé barevné obrázky, které ovšem se skutečností nemusí mít zhola nic společného. Říká se, že výsledky dosažené pomocí MKP jsou nesprávné do té doby, než je prokázán opak. Tím by se měl řídit každý výpočtář, který tuto metodu používá. Správnost výsledků by měla být jednak kontrolována znalostmi a zkušenostmi výpočtáře a jednak ověřena experimentálním měřením. Experimenty na živém jedinci bývají v biomechanice jen zřídka uskutečnitelné, a tak MKP občas představuje jedinou schůdnou, zároveň však klikatou cestu.



Obr. 1.1: Poloha trapéziometakarpálního kloubu [6]

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Bolestivé onemocnění kloubů ruky zvané rhizartróza znepráhjemňuje život nezanedbatelné části populace. Konkrétně bývá postiženo TMC skloubení zajišťující pohyblivost palce (obr. 1.1). Eliminovat bolestivé příznaky a omezenou či nemožnou mobilitu lze konzervativní nebo chirurgickou léčbou. Jednou z možností chirurgické léčby je aplikace totální TMC náhrady. Bližší informace o rhizartróze, jejím léčení, TMC kloubu a typech náhrad poskytuje bakalářská práce [5], na niž tato diplomová práce navazuje.

Na začátku druhého tisíciletí byla v České republice implantace TMC náhrad ještě v plenkách. Nicméně v posledních letech lze na trhu nalézt širokou škálu těchto náhrad, protože díky pokročilým technologiím a novým klinickým poznatkům jsou TMC náhrady a jejich implantace kvalitativně na poměrně vysoké úrovni. Jak se však říká, nic není dokonalé, což platí i zde. Kvůli snaze udržení tempa s konkurencí a řešení nově objevujících se problémů musí být neustále modifikovány stávající náhrady, případně vyvíjeny zcela nové. Tato práce si klade za cíl odpovědět na otázky, které by případně mohly vést k úpravě jedné z již existujících TMC náhrad. [7]

Výrobce daného typu TMC náhrady se zajímá o deformačně napjatostní poměry soustavy, které by ukázaly cestu budoucího vývoje náhrady. Mezi konkrétní požadavky náleží srovnání výsledků při použití různých variant jamky totální náhrady. V současnosti však nejvíce vrásek na čele způsobuje odlupování tenké vrstvy pokrývající artikulační plochy. Porušování soudržnosti této vrstvy má za následek nejen zhoršení funkčnosti, ale kvůli pronikání cizích částic do lidské tkáně také negativní vliv na zdraví. Proto je vhodné tento nepříjemný stav simulovat deformačně napjatostní analýzou s uvažováním tenké vrstvy a, pokud možno, napomoci jeho nápravě. [8]

Posouzení chování soustavy totální náhrady implantované v kostech je v současnosti realizovatelné výhradně výpočtovým modelováním s využitím MKP. Vhodné zázemí představuje ÚMTMB, který poskytuje možnost práce v programu ANSYS APDL (klasické prostředí). Výpočtové modelování pomocí MKP bývá rozčleněno na několik podoblastí, přičemž v každé z nich je potřeba za účelem získání hodnotných výsledků učinit správná rozhodnutí založená na odborných znalostech nabytých po dobu studia.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLŮ ŘEŠENÍ

V návaznosti na popis problémové situace lze problém definovat jako

provedení deformačně napjatostní analýzy prvků totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu.

Řešení výše formulovaného problému vyžaduje shromáždění dostatečného množství informací o trapéziometakarpálním kloubu a jeho náhradách, ale také získání znalostí nezbytných pro cílevědomé ovládání programu ANSYS APDL. S ohledem na to mohou být definovány cíle řešení.

- **Provedení rešerše týkající se trapéziometakarpálního kloubu a jeho náhrad.**

Tento bod je důležitý zejména pro čtenáře, který by se rád seznámil s tvarem a funkcí každého z prvků náhrady. Součástí rešeršní studie tvoří problematika spojená s kontaktními úlohami, přestože není uvedena mezi zadanými cíly.

- **Vytvoření modelu geometrie implantátu a následně i výpočtového modelu v systému MKP ANSYS.**

Podmínkou nutnou pro výpočtové modelování je vytvoření výpočtového modelu, který se skládá z modelu geometrie, modelu topologie, modelu materiálu a diskretizovaného modelu s aplikovanými okrajovými podmínkami.

- **Provedení deformačně napjatostní analýzy uvedené soustavy pro různé varianty modelu geometrie.**

Analýza různých variant modelu geometrie či modelu materiálu náhrady může poskytnout informace, které eventuálně povedou k budoucím úpravám náhrad tohoto typu. Hlavním záměrem deformačně napjatostní analýzy je porovnat různé varianty TMC náhrady, zejména v ohledu kontaktních tlaků.

4 STANOVENÍ SYSTÉMU PODSTATNÝCH VELIČIN

Systémový přístup v současnosti není mezi veřejností příliš rozšířen, přesto jej mnozí intuitivně využívají. V podstatě nejde o nic nového. Jedná se především o soubor doporučení, pravidel a přístupů s cílem řešit jakýkoli problém úspěšně a co nejefektivněji. Součástí systémového přístupu je stanovení systému podstatných veličin, tedy určení záležitostí, které jsou či nejsou z hlediska řešeného problému významné. [2], [3], [4]

4.1 Rozmístění prvků soustavy a jejich geometrie

Veličinami vyjadřujícími rozmístění prvků soustavy a jejich geometrii je celkové prostorové uspořádání a tvar implantátu a kostí důležitých z hlediska funkce TMC kloubu. Model geometrie implantátu bude zhotoven na základě obvyklých rozměrů v katalogu výrobce. Model geometrie kostí ruky bude vytvořen z dodaných CT snímků. V případě nedostatečné kvality bude nutné převzít již vytvořený objemový model geometrie kostí od jiného autora.

4.2 Vazby objektu k okolí a vzájemné vazby komponent

Vazby TMC kloubu jsou v lidském těle realizovány svaly, šlachami a vazy. Zde budou nahrazeny zamezením posuvů ve všech směrech na části trapézia a metakarpu ukazováčku. Vzájemné vazby mezi jednotlivými prvky se uskuteční jednak příslušnými kontaktními dvojicemi a jednak konečnými prvky simulujícími vazy a šlachy.

4.3 Aktivace objektu

Veličinami vyjadřujícími působení na objekt, tedy jeho aktivaci, jsou vnější síly, které budou realizovány silovým a deformačním zatížením hlavice, resp. metakarpální kosti.

4.4 Ovlivnění objektu

K ovlivnění objektu přispívají zejména mechanické vlastnosti implantátu a kostí, dále kvalita povrchů a kontakt mezi nimi. Poloha kostí je dána přítomností vazů a šlach, které zaručují statickou rovnováhu. Významnou roli hraje také směr a způsob zatížení.

4.5 Vlastnosti prvků struktury objektu

Mezi podstatné vlastnosti prvků struktury objektu lze zařadit především geometrii implantátu, konkrétně geometrii hlavice a jamky, geometrii přechodu od hlavice k zúžení krčku, kde dochází ke koncentraci napětí, geometrii dříku, který musí svým tvarem a velikostí odpovídat metakarpální kosti, v níž je zasazen. Stejně tak vnější geometrie jamky musí být přizpůsobena trapéziální kosti. Podstatná je úprava povrchů prvků implantátu, které mají zajistit pevnou vazbu s příslušnými kostmi. Naopak příliš nezáleží na způsobu modelování svalů a vazů z toho důvodu, že cílem není zjistit deformaci a napjatost v těchto entitách, které přenášejí zatížení mezi kostmi a udržují je ve statické rovnováze, nemluvě o komplikovanosti modelování svalů, šlach a vazů na vyšší úrovni. Model materiálů všech prvků, omezený na lineární, homogenní a izotropní, popisují hodnoty modulu pružnosti v tahu a Poissonovo

číslo. Případné posouzení k určitým mezním stavům je uskutečnitelné jen při známých hodnotách mezních veličin.

4.6 Projevy objektu

Na úrovni mechaniky kontinua jsou předmětem zájmu deformace a napjatost popsané tenzorem deformace a tenzorem napjatosti.

4.7 Důsledky projevů

Důsledky projevů se mohou nést v duchu vzniku mezního stavu pružnosti, mezního stavu kontaktní únavy, mezního stavu křehkého porušení, mezního stavu vazeb mezi prvky, mezního stavu soudržnosti povrchové vrstvy apod. [2], [3], [4]

5 REŠERŠNÍ STUDIE TMC NÁHRAD

V současné době se na trhu v České republice vyskytuje široká škála TMC náhrad, jejichž výrobu zajišťuje především firma Beznoska, s.r.o. Sestava každé totální náhrady TMC kloubu zahrnuje dřík (metakarpální komponenta), jamku (komponenta trapéziální) a krček (mezi nimi). V dalším textu bude středem pozornosti seznámení s náhradou typu T. [8]

Dřík typu T/I je symetrická necementovaná komponenta shodná pro pravou i levou ruku. Vnější povrch je náležitě upraven pro kvalitní integraci s kostí. Vyrábí se z materiálu Ti6Al4V, a to ve čtyřech velikostech, z nichž je pro výpočtové modelování zvolen dřík o délce 27 mm. [8]



Obr. 5.1: Ukázka používaného dříku [8]

Jamka se dělí na dva základní typy, a to necementovanou s průměrem artikulační plochy 7 mm (T/I) a cementovanou s průměrem artikulační plochy 5 mm (T/II). Výroba necementované jamky se provádí za použití slitiny CoCrMo. Vnější povrch o průměru 9 nebo 10 mm pokrývá porézní vrstva Ti. Cementovaná jamka se vyrábí z UHMWPE (modifikovaný polyetylen). Artikulační plochu u obou typů pokrývá tenká vrstva DLC sloužící ke snížení otěru a tření. O této vrstvě bude blíže pojednáno v následujících kapitolách. Pro výpočtové modelování je použita necementovaná jamka s průměrem artikulační plochy 7 mm a vnějším průměrem 9 mm. [8]



Obr. 5.2: Necementovaná (vlevo) a cementovaná jamka [8]

Krček se podobně jako jamka rozlišuje na necementovaný s průměrem artikulační plochy 5 mm (T/I) a cementovaný s průměrem artikulační plochy 7 mm (T/II). Dále existují dvě varianty, konkrétně přímá varianta a valgózní varianta, kdy osa kotvicí části a osa krčku s hlavici svírají úhel 15°. Pro všechny tyto kombinace může být vybrána jedna ze čtyř velikostí. Na artikulační ploše necementované hlavice je nanесena tenká vrstva DLC. Naopak povrch cementované hlavice je upraven pouze leštěním. Stejně jako jamka, i krček se vyrábí ze slitiny CoCrMo. Pro následné výpočtové modelování byl zvolen krček necementovaný valgózní. [8]



Obr. 5.3: Přímá (vlevo) a valgózní varianta krčku [8]



Obr. 5.4: Ukázka používané TMC náhrady [8]

Tvorba kompletního výpočtového modelu je inspirována necementovanou totální náhradou na obr. 5.4.

6 ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY

6.1 Kostní tkáň

V základu bývají rozlišovány dva typy kostní tkáňe, a to spongiózní a kortikální. Každá je charakteristická jinou strukturou, typická svými mechanickými vlastnostmi a plní odlišné funkce. Neboť se tématem kostních tkání zabírají četné diplomové práce, zde bude uvedeno výhradně to podstatné a úzce související s navazujícím výpočtovým modelováním. [9]

Pro spongiózní kostní tkáň je příznačná trámčitá struktura, jejíž uspořádání se do jisté míry přizpůsobuje charakteru zatížení. Pokud se pozornost zaměřuje detailně na odezvu této tkáňe na zatížení, je namístě definovat model materiálu tkáňe jako ortotropní, popřípadě se zacílit přímo na mikrostrukturu. Zde ovšem postačí analýza na makroúrovni s izotropním modelem materiálu. Na rozdíl od spongiózy se kortikální kostní tkáň nachází na povrchu a je typická lamelózní stavbou. Opět zde bude použit izotropní model materiálu, jelikož se předpokládá, že toto zjednodušení nebude mít zásadní dopad na deformaci a napjatost TMC náhrady. [9]

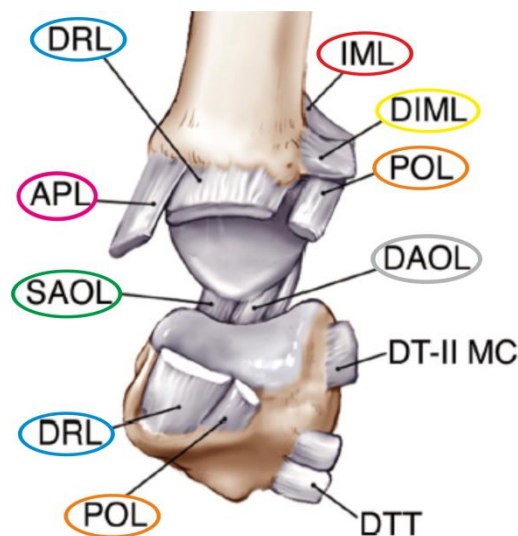
Pro úplnost musí být uvedeno, že do výpočtového modelování nebude zahrnuta chrupavka pokrývající povrchy kostí, které spolu přicházejí do přímého kontaktu. Je totiž zřejmé, že její vliv na deformaci a napjatost TMC náhrady dosahuje na zvolené rozlišovací úrovni zanedbatelné hodnoty.

6.2 Vazy a šlachy TMC kloubu

Nedílnou součástí TMC kloubu jsou vazy a šlachy. Vazy (ligamenta) jsou poměrně tuhé proužky vazivové tkáňe. Jejich funkcí je především zajistit vzájemnou polohu kostí, jež spojují, a zamezit jejich nadměrné pohyblivosti. Šlachy (tenda) se od vazů různí zvláště tím, že nespojují kosti přímo, nýbrž tvoří mezičlánek mezi svaly a kostmi. Ani vazy, ani šlachy nejsou, na rozdíl od svalů, schopny kontrakce. [9]

Obr. 6.1 uvádí přehled vazů a šlachy TMC kloubu. Zvýrazněné vazy a šlacha jsou zahrnuty do výpočtového modelování, ostatní jsou podle řešitele málo významné z hlediska řešeného problému. Plné znění zvolených vazů je intermetacarpal ligament (IML), dorsal intermetacarpal ligament (DIML), superficial anterior oblique ligament (SAOL), deep anterior oblique ligament (DAOL), posterior oblique ligament (POL), dorsoradial ligament (DRL). Jediná šlacha uvažovaná ve výpočtovém modelu nese název abductor pollicis longus (APL). [9], [10], [11], [12], [13]

Pro výpočtové modelování na zvolené rozlišovací úrovni se ukazuje jako nejvhodnější metoda simulovat vybrané vazy a šlachu tahovými prvky LINK180, protože přenášejí tahové, popřípadě tlakové zatížení a není podstatné znát jejich deformaci a napjatost. [14], [15]



Obr. 6.1: Schéma uspořádání vazů a šlachy (APL), dorzální pohled na TMC kloub pravé ruky [10]

6.3 Zjednodušení náhrady

Při výpočtovém modelování s využitím MKP musí řešitel rozhodnout o záležitostech, které jsou či nejsou z hlediska řešeného problému podstatné. Nezanedbání nevýznamných entit s sebou totiž může nést zbytečné komplikace. Kupříkladu tyto detaily zbytečně navyšují výpočetní náročnost. Navíc mohou tyto nepodstatné detaily u kontaktních úloh zavinit divergenci. Mezi nepodstatné prvky dřívku lze zařadit velmi drsný vnější povrch a zářezy, které mají usnadnit spojení s kostní tkání. S ohledem na složitost tvaru krčku, neznalost všech rozměrů a existenci několika různých typů této komponenty došlo ke zjednodušení geometrie v místě valgózního zlomu, a to zejména za účelem tvorby pravidelné sítě. Navíc předmětem zájmu není deformace a napjatost v tomto zlomu. Posledním zjednodušením se stalo vynechání tří výstupků po vnějším obvodu jamky, které plní kotvicí funkci.

6.4 Povrchová úprava hlavice a jamky

Jelikož byla zvolena varianta náhrady, která nevyžaduje aplikaci kostního cementu pro srůst s kostí, kotvicí plochy musí být náležitě upraveny takovým způsobem, aby i bez použití zmiňovaného kostního cementu zaručily kvalitní integraci s kostní tkání. Tyto plochy se nachází na vnějším povrchu dřívku a jamky, kde nedochází k artikulaci, a jsou charakteristické svojí vysokou drsností, zářezy a výstupky, které umožňují ještě lepší srůst s kostí. Naproti tomu u artikulujících povrchů, tedy u hlavice a vnitřní plochy jamky, je žádoucí povrchová úprava, jež zabezpečuje minimalizaci otěru. Právě částice uvolněné nadměrným otěrem nebo jiným mechanismem mohou zapříčinit poškození některých tkání člověka. [8]

Povrchová úprava artikulujících ploch hlavice i jamky je charakteristická nanesením tenké vrstvy DLC. DLC je zkratkou anglického diamond-like carbon. Jedná se o vrstvu amorfního uhlíku ve zvláštním stavu. Vzhledem k tomu, že se DLC vrstva podobá mechanickými vlastnostmi diamantu, může se pyšnit zejména výbornými tribologickými

vlastnostmi, vysokou tvrdostí, chemickou netečností a průsvitností. Aplikace se kromě povlaků kloubních náhrad provádí v automobilovém průmyslu a mikroelektronice. [15]

Stejně, jako existuje nespočet druhů DLC vrstev, dochází k velkému rozptylu mechanických vlastností. Protože firma vyrábějící TMC náhrady neposkytuje informace o těchto vlastnostech, byly z několika zdrojů vysledovány nejčastěji se vyskytující intervaly hodnot mechanických vlastností. [16], [17]

V katalogu výrobce se uvádí, že vnější povrch jamky je pokryt porézní vrstvou titanu, a to zřejmě za účelem dobré integrace. Tento materiál však do výpočtového modelu není zahrnut, protože se předpokládá zanedbatelné ovlivnění deformace a napjatosti v místě kontaktu hlavice a jamky. [8]

7 VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ

K odpovědi na otázku, jaká metoda je nevhodnější pro řešení tohoto problému, se dá dospět následovně. Analytické metody lze aplikovat na jednoduché úlohy nebo jako prostředek pro mezivýpočet jiného přístupu, což není namístě. Nabízí se zde možnost experimentálního posouzení. Experimentální ověření výsledků zde ovšem není zahrnuto z důvodu obtížné realizace, velké finanční náročnosti a zejména zkreslení výsledků získaných z vyjmutých tkání, které si nezachovávají svoje mechanické vlastnosti. Experimenty na živém jedinci jsou takřka nerealizovatelné.

Vezmeme-li v úvahu všechna omezení spojená s touto verifikační metodou, jednou ze schůdných variant by bylo užití fotoelasticimetrie. Znamenalo by to výrobu náhrady ze speciálního, opticky citlivého materiálu. Dále by v úvahu přicházela metoda křehkých laků a v závislosti na úpravě náhrady a kostí možná také některá z ostatních experimentálních metod.

Na druhou stranu existuje mnohem přijatelnější způsob řešení pomocí numerické metody, konkrétně deformační varianty MKP. Na ÚMTMB je k dispozici program ANSYS, který oné metody využívá. K této práci bylo zvoleno klasické prostředí programu ANSYS, jež se v mnohých ohledech může zdát uživatelsky méně přijatelné oproti prostředí Workbench, nicméně zachovává si svoje kvality, v nichž nenachází konkurenci. Je třeba přiznat, že orientace v grafickém prostředí a práce s výpočtovým modelem je poněkud těžkopádná, naopak si uživatel ponechává naprostou většinu kontroly ve svých rukách.

8 POUŽITÝ SOFTWARE

Tvorba a zpracování výsledků výpočtového modelu TMC kloubu s sebou přináší nutnost použití několika programů. Pro prvotní tvorbu modelu geometrie byl se souhlasem autorů využit program Medical Image 3D Modeling vyvinutý na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. K následujícímu vyhlazení vytvořených těles se jako nejschůdnější varianta ukázal software Catia V5R18.

Následná tvorba modelu geometrie se odehrávala v programu SolidWorks 2012, který podobně jako předchozí program zastřešuje společnost Dassault Systèmes.

Klíčový výpočet MKP probíhal ve většině případů v programovém prostředí ANSYS APDL 15.0 v počítačových učebnách Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky.

Nedílnou součástí výpočtového modelu je práce s výsledky a obrázky. Pro zpracování dat bylo využito programu Matlab R2012b. Jako vhodný pro úpravu obrázků se ukázal být software CorelDraw X5.

9 TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

Objektem, na němž má být řešen problém, je TMC kloub a TMC náhrada, jejíž implantace se provádí v případě onemocnění rhizartrózou (viz [5]). Výpočtové modelování tedy vyžaduje vytvoření výpočtového modelu, přičemž kapitoly níže se každým důležitým krokem zvlášť zabývají.

V souladu se systémovým přístupem první fázi tvorby výpočtového modelu představuje model dekompozice objektu, který má za cíl objekt jako celek rozčlenit na individuální podobjektu. Kapitola model geometrie ukazuje vznik jednotlivých objemových modelů. Model topologie objektu se zabývá rozmístěním podobjektů v prostoru, zatímco další kapitola se vztahuje k objektu, jeho okolí a vazbám mezi nimi. Pokud se hovoří o okrajových podmínkách, náleží mezi ně i zatížení. Zde jsou pro srozumitelnost okrajové podmínky separovány do modelu vazeb a modelu aktivace. Model materiálu všech podobjektů a s tím spojené záležitosti zahrnuje model vlastností struktury objektu. Častým záměrem výpočtového modelování bývá posouzení objektu vzhledem k podstatným mezním stavům, což je rozebráno v poslední části. Tvorba výpočtového modelu v duchu systémového přístupu je inspirována zdroji [2], [3], [4], [18].

Tab. 9.1: Přehled výpočtových modelů

Označení	Název
A	Zjednodušený model při různém tvaru jamky
B	Zjednodušený model při různé velikosti kulové plochy hlavice
C	Zjednodušený model při uvažování tenké vrstvy
D	Kompletní model náhrady implantované v kostech

9.1 Model dekompozice objektu

Nyní je třeba celý objekt rozčlenit na významné podobjektu odpovídající dané rozlišovací úrovni. V první etapě se dá odlišit biologická tkáň od kloubní náhrady. Dále je možno mezi biologickou tkání uvažovat pouze kosti a důležité vazy a šlachy. Kostí jsou zde v nejširším pojetí čtyři, a to metakarpální kost palce, trapéziální kost, metakarpální kost ukazováčku a trapézoideální kost, přičemž povrch kostí je formován kortikální a vnitřek kostí spongiózní tkání. Vazy a šlachy jsou zde důležité pouze z hlediska přenosu zatížení mezi kostmi, a proto jsou nahrazeny jednoduchými tahovými prvky. Naopak TMC náhrada se skládá ze tří kovových komponent, konkrétně z dříku, krčku a jamky.

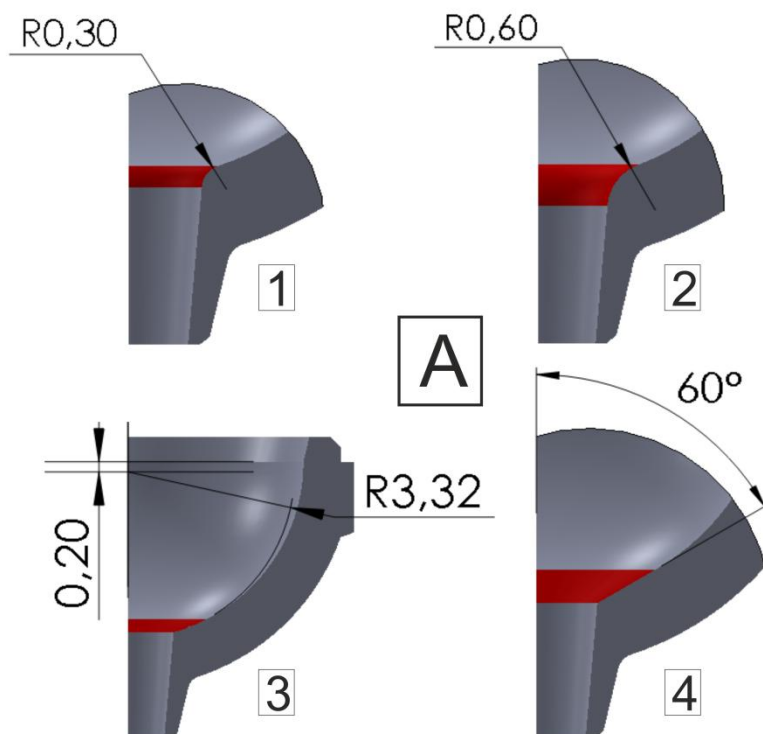
9.2 Model geometrie

9.2.1 Zjednodušený model geometrie při různém tvaru jamky (A)

Tento odstavec má za cíl seznámit se s čtyřmi různými modely geometrie jamky, jejichž vliv na deformaci a napjatost v oblasti styku hlavice a jamky je posuzován v kapitole 10. Problematickým místem je přechod mezi kulovou plochou jamky a otvorem v jamce. Právě k tomuto přechodu se vztahují různé modely geometrie jamky. Model geometrie hlavice zůstává konstantní.



Obr. 9.1: Zjednodušený model geometrie hlavice a jamky

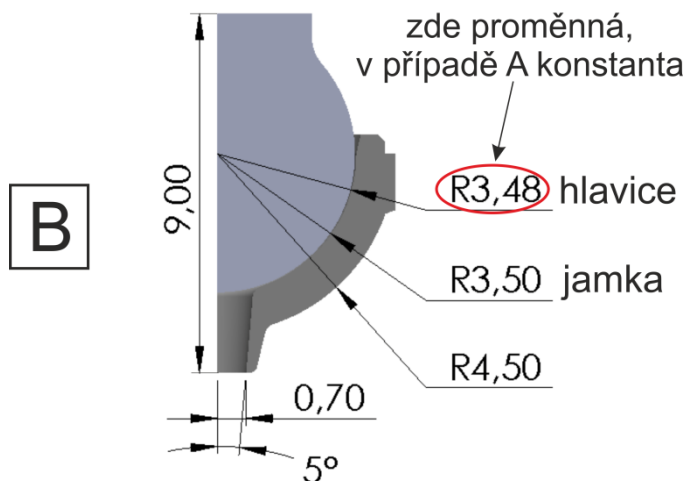


Obr. 9.2: Přehled odlišných modelů geometrie jamky

Obr. 9.2 uvádí návrh čtyř různých variant modelu geometrie jamky. Jednotlivé varianty se odlišují pouze přechodem mezi vnitřní kulovou plochou a otvorem v jamce. Původní varianta, využitá při bakalářské práci, na niž navazuje tato diplomová práce, zahrnuje zaoblení o poloměru 0,30 mm. Druhou variantou je zaoblení o poloměru 0,60 mm. Třetí variantu charakterizuje opracování vnořením kulové plochy o poloměru 3,32 mm, jejíž střed křivosti se odchyluje od původního středu křivosti o 0,20 mm směrem k otvoru v jamce. Poslední varianta se vyznačuje tečným navázáním kuželové plochy o vrcholovém úhlu 120° na původní kulovou plochu jamky. Vzhledem k využití symetrie se na obr. 9.2 nachází poloviční úhel. Ukázka čtvrtinového modelu geometrie souvisí s provedením výpočtů právě na čtvrtinovém výpočtovém modelu za účelem snížení velikosti úlohy při osově symetrickém zatížení. Použití osově symetrického zatížení má svoje důvody, které jsou uvedeny níže.

9.2.2 Zjednodušený model geometrie při různé velikosti kulové plochy hlavice (B)

Jelikož v praxi nelze vyrobit součást s dokonalou přesností, dochází k jistým rozměrovým a tvarovým odchýlkám. Změna rozměru je zde reprezentována různými hodnotami poloměru kulové plochy hlavice. Model geometrie jamky se nemění, je zvolena jamka s kuželovým přechodem. Tento model geometrie poslouží v kapitole 10 pro porovnání deformace a napjatosti při použití hlavice o různých poloměrech kulové plochy. Následující tabulka poskytuje přehled vytvořených modelů geometrie, které z části kopírují oblast skutečně používaných rozměrů v praxi (zvýrazněno žlutě). Tato oblast je rozšířena za účelem získání rozsáhlejších trendových závislostí.



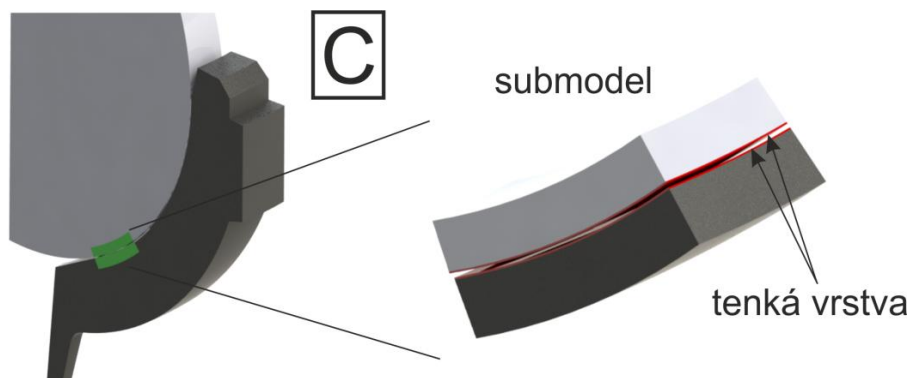
Obr. 9.3: Rozměry zjednodušené náhrady

Tab. 9.2: Varianty poloměrů kulové plochy hlavice

Varianta hlavice	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Poloměr kulové plochy [mm]	3,42	3,43	3,44	3,45	3,46	3,47	3,48	3,49	3,50	3,51

9.2.3 Zjednodušený model geometrie při uvažování tenké vrstvy (C)

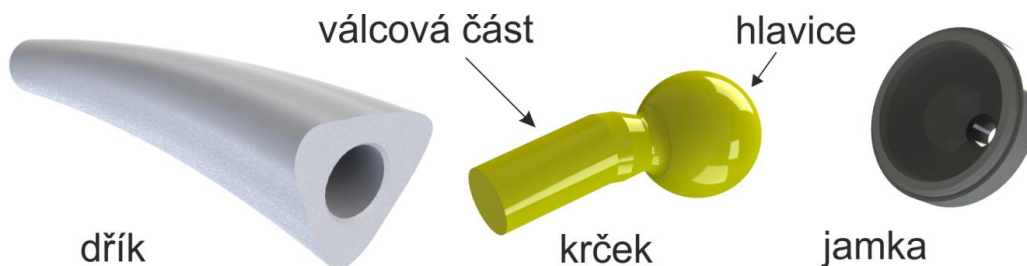
Model geometrie s uvažováním tenké vrstvy na povrchu hlavice i jamky se skládá ze zjednodušené geometrie R3,48 pokryté na kontaktních površích vrstvou o tloušťce v řádu jednotek mikrometrů. Zatímco modely geometrie ostatních zjednodušených modelů zaujímají čtvrtinu rotačně symetrického tvaru, tedy úhel 90° , tento model geometrie se za účelem snížení počtu uzlů při diskretizaci zmenšil na 10° , a to bez negativního vlivu na výsledky.



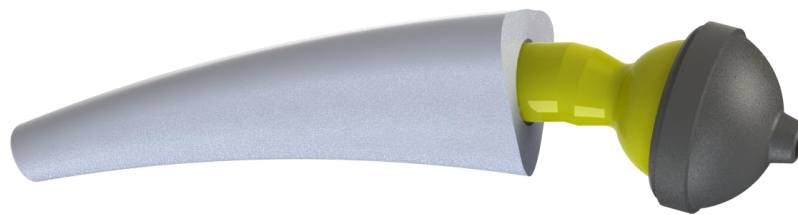
Obr. 9.4: Model geometrie s uvažováním tenké vrstvy včetně submodelu

9.2.4 Kompletní model geometrie TMC náhrady

V tomto odstavci se již pozornost zaměřuje na model geometrie celé TMC náhrady. Skládá se ze tří komponent, a to podlouhlého dříku, který se vsune do metakarpální kosti. Do otvoru v dříku zapadne válcová část krčku. Jamka se implantuje do trapézíální kosti a zprostředkovává kontakt s hlavicí krčku. Ve skutečnosti jsou vnější povrchy dříku a jamky upraveny tak, aby bylo zajištěno kvalitní spojení s kostní tkání. [8]

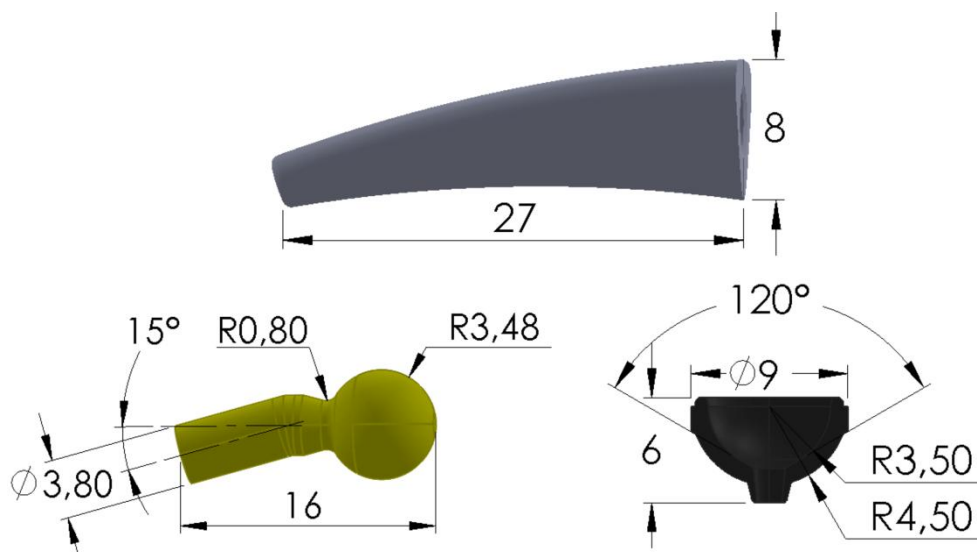


Obr. 9.5: Přehled kompletního modelu geometrie komponent náhrady



Obr. 9.6: Kompletní model geometrie náhrady

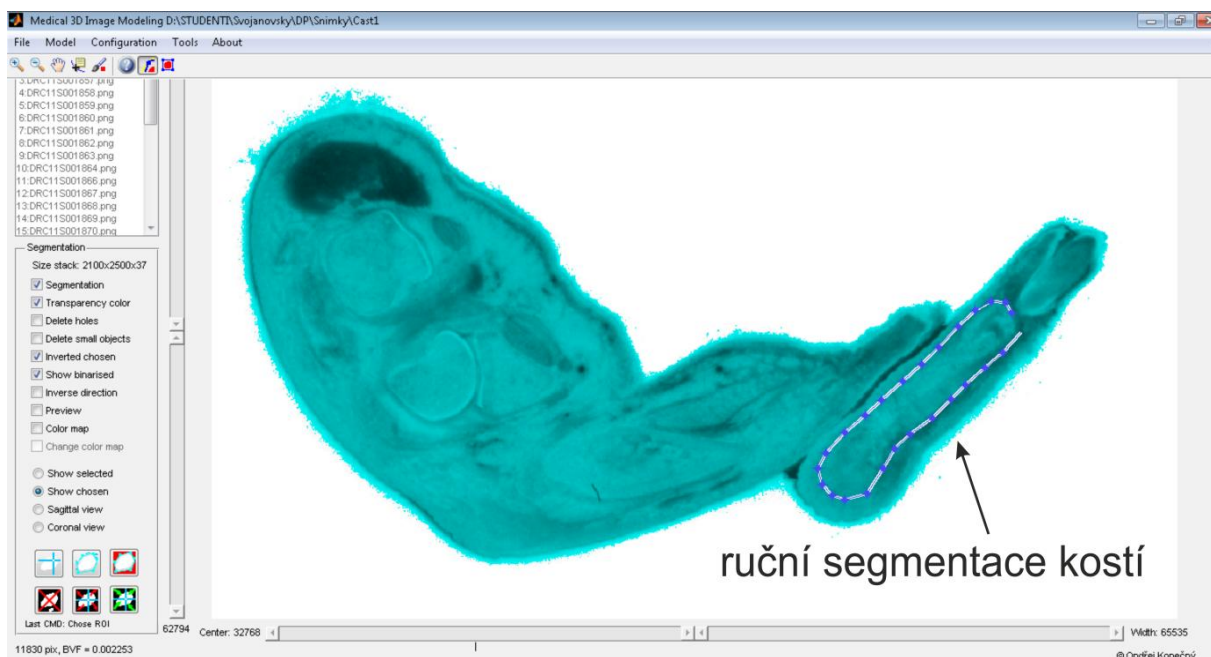
Obr. 9.7 názorně ukazuje rozměry jednotlivých komponent TMC náhrady. Je evidentní, že rozměry kostí každého člověka jsou odlišné. Proto se musí vyrábět celá řada velikostí implantátů [8]. Uvedený model geometrie se snaží zachytit běžného pacienta, a tedy volit průměrné rozměry implantátu z katalogu výrobce.



Obr. 9.7: Rozměry komponent náhrady

9.2.5 Model geometrie kostí ruky

Prvotní snahou bylo vytvořit model geometrie kostí celé ruky s uspokojivou kvalitou, která by umožňovala využití pro budoucí potřeby jiných studentů nebo pracovníků. Nutnou podmínkou bylo obdržení programu Medical 3D Image Modeling a snímků zachycujících řezy lidskou rukou. V první řadě bylo nezbytné z každého snímku vysegmentovat kosti bez ostatních tkání. Vzhledem k barevnému rozlišení program nebyl schopen automatické segmentace. Z tohoto důvodu muselo být přistoupeno k ruční segmentaci, která byla časově velmi náročná. Kromě toho počet snímků a jejich velikost dosahovaly hodnot neúnosných pro klasický osobní počítač, a proto bylo třeba odstranit pozadí a segmentovat kosti jednotlivě. Segmentací vznikly snímky znázorňující řezy individuálními kostmi.



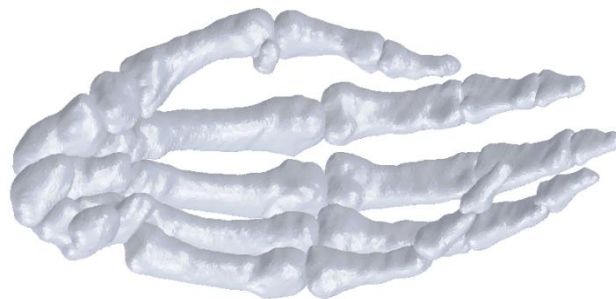
Obr. 9.8: Ukázka segmentace kostí v programu Medical 3D Image Modeling

Dále bylo přistoupeno k převedení snímků do formátu STL, tedy do podoby objemového modelu. Tato operace musela být učiněna na výkonnější počítači. Po vyhlazení modelu v programu Catia se ukázalo, že kvalita rozhodně nedosahuje požadované úrovně kvůli tomu, že rovina snímků svírá s rovinou příčného průřezu kostí úhly blízké 90°.



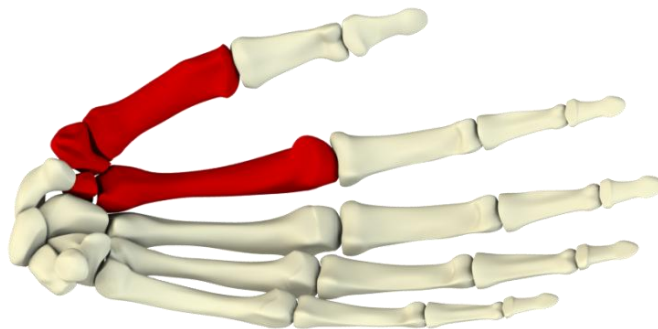
Obr. 9.9: Nekvalitní model geometrie kostí ruky po segmentaci

Po neúspěšné ruční tvorbě modelu geometrie kostí ruky bylo přistoupeno ke stažení opor z webové stránky ÚMTMB. Ani kvalita tohoto modelu geometrie kostí ruky nebyla uspokojivá, a tak probíhalo hledání i mimo sféru ústavu.



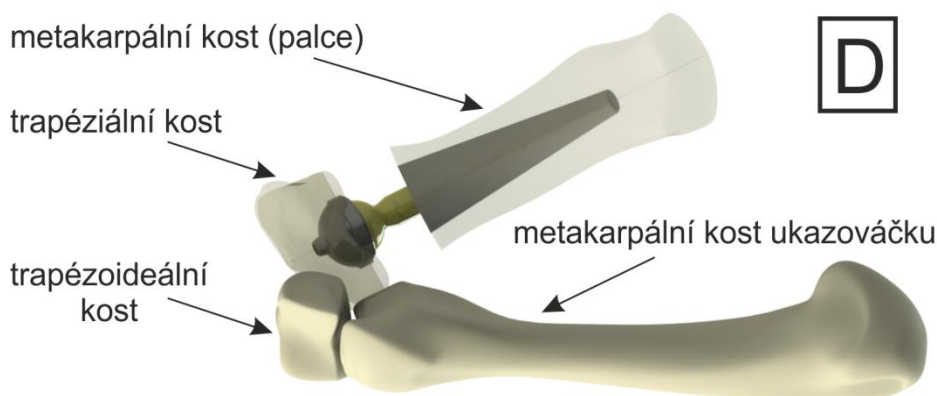
Obr. 9.10: Model geometrie kostí ruky dostupný na webových stránkách ÚMTMB

Problém byl vyřešen až nalezením webové stránky [19], která umožňuje stažení a neomezené používání modelů geometrie v různých formátech, nejčastěji STEP. Obr. 9.11 jasně dokazuje vysokou kvalitu, která se dá jen těžko srovnávat se dvěma předchozími modely geometrie kostí ruky. Červenou barvou jsou zvýrazněny kosti, které jsou dále uplatněny pro výpočtový model.



Obr. 9.11: Model geometrie kostí ruky dostupný na www.grabcad.com, červeně zvýrazněny kosti použité pro výpočtové modelování

9.2.6 Kompletní model geometrie náhrady implantované v kostech (D)



Obr. 9.12: Model geometrie náhrady implantované v kostech

9.3 Model topologie

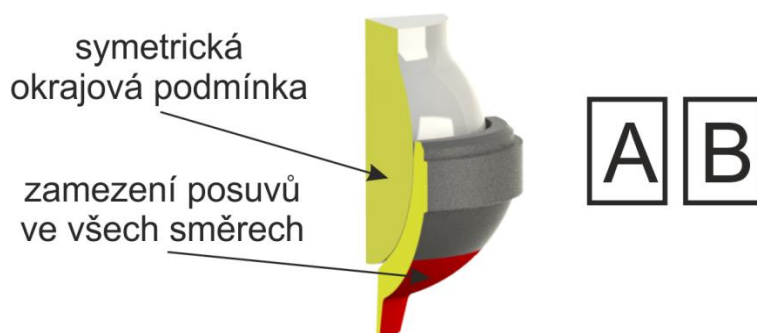
Důležitou otázkou je, jakým způsobem má být náhrada do kostí implantována. Na základě rentgenových snímků obsažených v článku MUDr. Lubomíra Trtíka [7] zobrazujících implantovanou TMC náhradu bylo vysledováno uložení, které respektuje i výpočtový model. Ukazuje se, že vzájemná poloha kostí se nemění, pouze dochází k odstranění zbytků chrupavky a sklerotické kosti, které netvoří kvalitní oporu pro uložení. Jamka musí být do trapeziální kosti vsazena tak, aby nemohla při zatížení vybočit a uvolnit se. Podobně dřív musí mít rozměry korespondující s metakarpální kostí. Ve skutečnosti vše záleží na konkrétní velikosti a tvaru kostí a závažnosti onemocnění. Detailní pohled ukotvení TMC náhrady v kostech se nalézá na obr. 9.25.

9.4 Model vazeb objektu k okolí a model vzájemných vazeb komponent

Z výsledků bakalářské práce [5] vyplynulo, že extrémní hodnoty kontaktních tlaků jsou spjaty s odkloněním zatížení hlavice o jednotky stupňů od osy symetrie. Tyto hodnoty jsou jen o několik procent navýšeny oproti osově symetrickému zatěžování. Proto bylo rozhodnuto, že jako reprezentativní může být uvažováno právě osově symetrické zatížení, samozřejmě při splnění axisymetrických předpokladů. Navíc tímto poklesnou požadavky na hardware. Jistě se nabízí otázka řešení pomocí 2D axisymetrické úlohy. Protože je však snahou se co nejvíce přiblížit obecnému prostorovému řešení kontaktních úloh, je zde aplikován prostorový model, od něhož se již velmi snadno přejde ke zcela obecnému prostorovému uspořádání.

9.4.1 Model vazeb zjednodušené náhrady k okolí (A, B)

V případě zjednodušené náhrady je s ohledem na osově symetrickou geometrii, zatížení, materiál a vazby nasnadě uplatnit další zjednodušení, a to uvažováním pouze čtvrtiny modelu geometrie. Tímto dochází k výraznému snížení výpočtové náročnosti a jednodušší aplikaci okrajových podmínek. Pro plochy hlavice i jamky vztahující se k osovým řezům lze aplikovat symetrickou okrajovou podmínku, tj. zamezení posuvů ve směru kolmém na tuto plochu. Na obr. 9.13 jde o plochy zvýrazněné žlutou barvou. Červeně jsou označeny vnější plochy jamky, jimž jsou zamezeny posuvy ve všech směrech. Touto kombinací okrajových podmínek je umožněn jen pohyb hlavice ve směru osy symetrie, kde nastane zatížení.

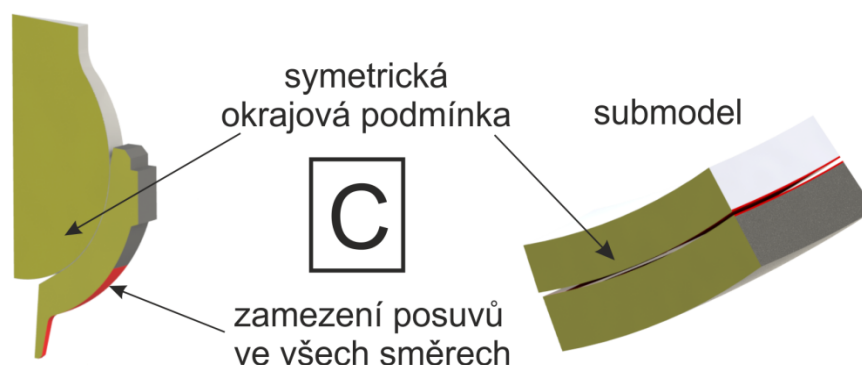


Obr. 9.13: Znárodnění okrajových podmínek na zjednodušeném modelu

9.4.2 Model vazeb při uvažování tenké vrstvy (C)

Podobně jako v předchozím odstavci se dá díky osově symetrickému zatížení, materiálu a vazbám uplatnit pro výpočtový model čtvrtina geometrie. S ohledem na přítomnost tenké vrstvy se výrazně navyšuje počet prvků, a tedy celková výpočtová náročnost. Z tohoto důvodu dochází k použití 1/36 osově symetrické geometrie, tedy objemové výseče o úhlu 10° . Okrajové podmínky se tímto zjednodušením téměř nezmění. Na plochách vytvářejících meridiánové řezy (žlutou barvou) je aplikována symetrická okrajová podmínka. Tato okrajová podmínka se nachází také na odvrácené straně modelu. Pro vnější povrch jamky (červenou barvou) je opět uplatněno zamezení posuvů ve všech směrech. Pro submodel je užita jenom

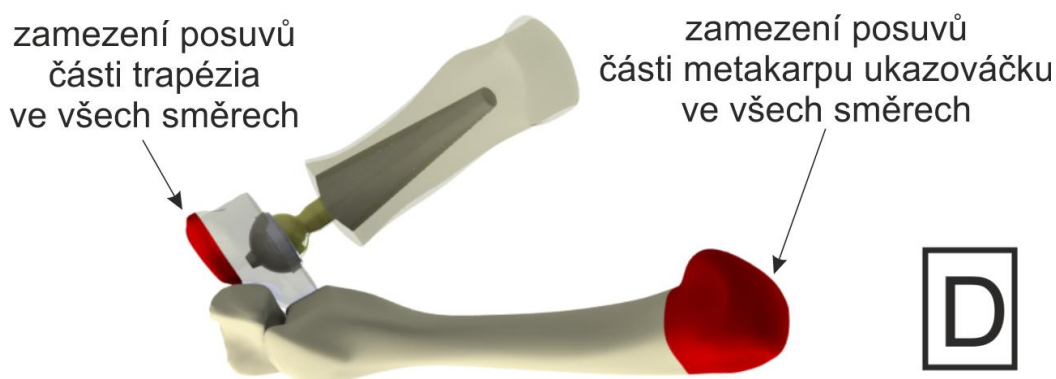
symetrická okrajová podmínka, protože na ostatní plochy jsou naneseny deformační posuvy z globálního (základního) modelu. O submodelingu je detailněji pojednáno v kapitole 9.9.



Obr. 9.14: Znárodnění okrajových podmínek na zjednodušeném modelu včetně submodelu s uvažováním tenké vrstvy

9.4.3 Model vazeb celého TMC skloubení k okolí (D)

V současné době není snadné nalézt početné množství volně dostupných odborných článků zabývajících se stejnou problematikou jako tato diplomová práce. Existuje sice řada prací věnujících se deformačně napjatostní analýze celé ruky, ale tehdy bývají okrajové podmínky poněkud odlišné. Kombinací racionálního uvažování a prací [20], [21], [22], [23], [24], [25] a [26] byly stanoveny okrajové podmínky následovně. Posuvy proximální části trapézia a distální části metakarpu ukazováčku jsou zamezeny ve všech směrech (obr. 9.15). Nutno podotknout, že tyto okrajové podmínky samy o sobě nemohou zaručit jednoznačné určení soustavy těles v prostoru. K tomu jsou nezbytně nutné vzájemné vazby mezi komponentami. Za tímto záměrem jsou jednak vytvořeny prvky LINK180 simulující vazy a šlachy omezující pohyb 1MC (obr. 9.16) a jednak kontaktní páry zabraňující vzájemnému pohybu ostatních komponent (obr. 9.27).



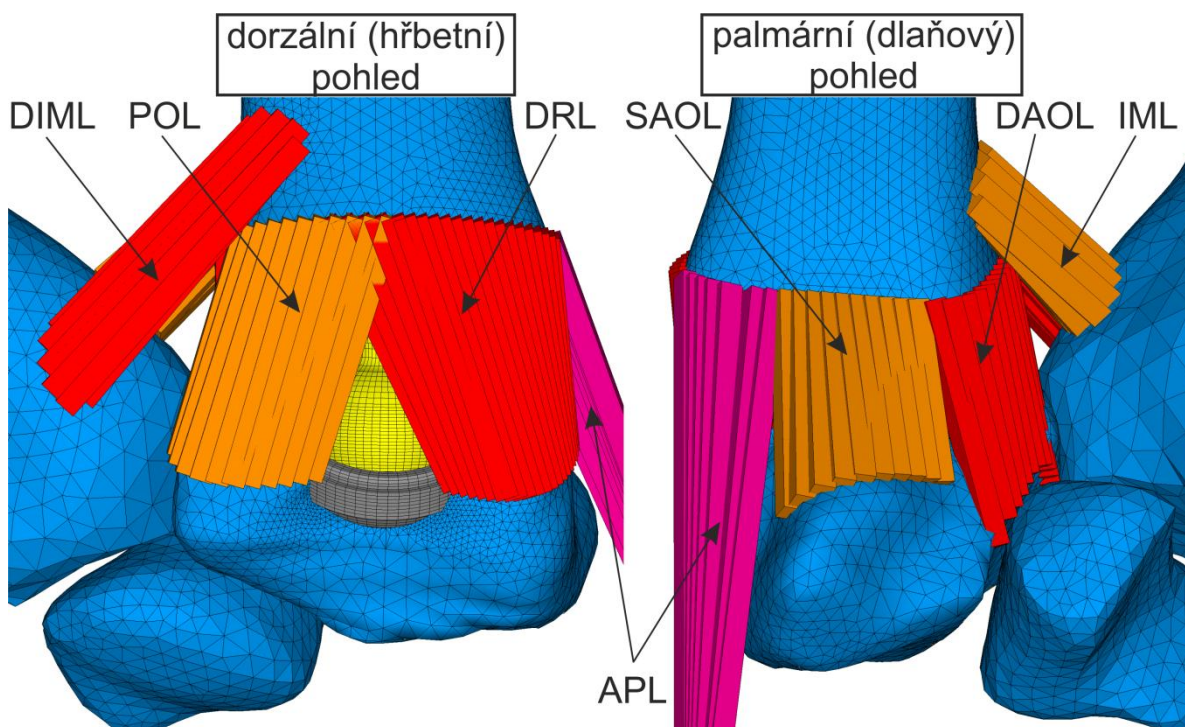
Obr. 9.15: Znárodnění okrajových podmínek na celém modelu TMC skloubení

9.4.4 Model vzájemných vazeb celého TMC skloubení (D)

Modelování vazivové a šlachové tkáně může být prováděno hned několika způsoby. Záleží především na tom, zda je pro řešitele zásadní deformace a napjatost v těchto tkáních. Pokud ano, výpočtová náročnost dosahuje citelně vyšších rozměrů. V této práci není cílem zjišťovat deformační a napěťové stavy, avšak zabezpečit vzájemnou polohu a přenos sil mezi kostmi a komponentami TMC náhrady. Proto lze pro výpočtový model na této úrovni použít prvek LINK180, který přenáší tahové a tlakové namáhání. ANSYS nabízí volbu přenosu buď výhradně tahu, nebo tlaku [27].

V souladu s neschopností vazů a šlach přenášet významné tlakové zatížení bylo zamýšleno využít možnosti přenosu pouze tahového namáhání. Nicméně zjevně softwarová chyba tuto volbu nedovoluje, jak bylo prokázáno na jednoduchém příkladu. Pro každou konfiguraci tedy byly aplikovány prvky nahrazující funkci vazů pouze na takových místech, kde se dá předpokládat tahové namáhání. Tahové elementy jsou zde kromě koncových uzlů definovány plochou příčného průřezu, modulem pružnosti v tahu a Poissonovým poměrem. [27]

Pro zúplnění modelu vzájemných vazeb slouží kontaktní páry, které jsou z důvodu návaznosti témat prezentovány v kapitole 9.7.5.



Obr. 9.16: Nahrazení vazů a šlachy tahovými prvky LINK180

9.4.5 Model vazeb submodelu TMC skloubení

Díky přenesení okrajových podmínek z celého TMC skloubení splývá model vazeb s modelem aktivace (viz kap. 9.5.4).

9.5 Model aktivace objektu

9.5.1 Model aktivace zjednodušené náhrady (A, B, C)

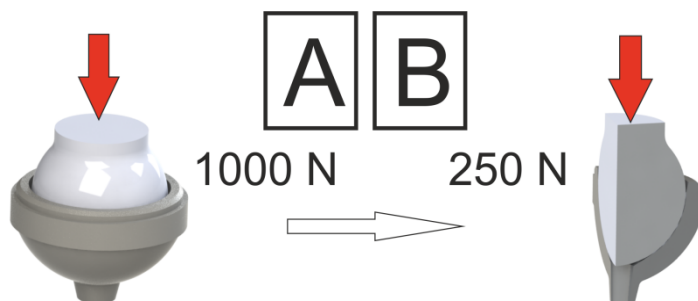
Na základě bakalářské práce [5], na niž navazuje tato diplomová práce, bylo vysledováno, že při konstantní velikosti zatížení se extrémní hodnoty kontaktního tlaku a redukovaného napětí objevují při odklonu zatěžující síly od osy symetrie v řádu jednotek stupňů, přičemž se tyto extrémní hodnoty zvyšují pouze v rámci jednotek procent. Za tohoto předpokladu lze osově symetrické zatížení chápat jako reprezentativní a přitom méně náročné na hardware než obecné zatížení.

V důsledku přítomnosti kontaktu je velmi vhodné za účelem přijatelné konvergence rozdělit zatížení do jednoho až tří kroků, tzv. loadstepů. V prvním kroku je hlavice zatížena deformačně za účelem snadné interakce kontaktní dvojice. Druhým krokem může být silové zatížení o malé hodnotě, která zaručí dobrou konvergenci. Ve třetím kroku lze již nastavit žádanou hodnotu silového zatížení. Pokud výpočet konverguje dobře, často je možné první nebo druhý krok vynechat.

Tab. 9.3: Rozložení zatížení do jednotlivých kroků - loadstepů

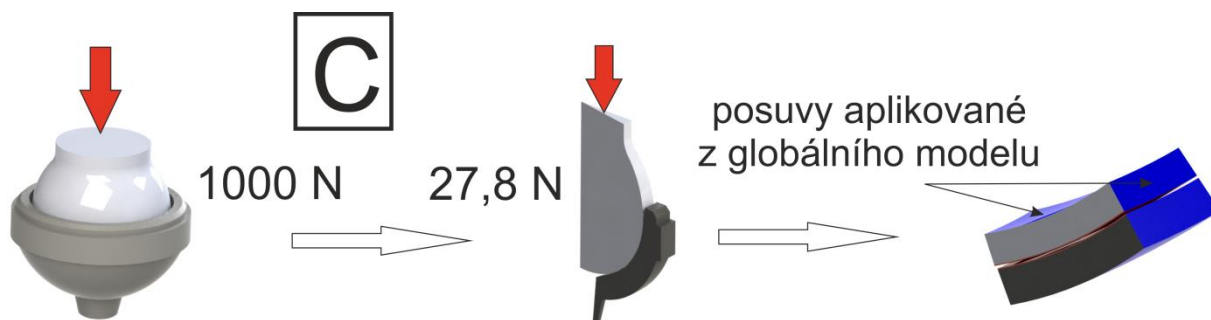
1. krok (někdy není nutný)	2. krok (většinou není nutný)	3. krok
Deformační zatížení v řádu setin milimetru	Silové zatížení v jednotkách Newtonů	Silové zatížení o požadované velikosti

Při tvorbě tohoto výpočtového modelu bylo stanoveno zatížení o maximální síle 250 N, což odpovídá síle 1000 N pro celou zjednodušenou náhradu bez využití symetrie. Tato hodnota se zakládá na nejvyšším možném zatížení, které u člověka podle výzkumů může nastat [7]. Takto velké zatížení se většinou objevuje krátkodobě, a to při prudkém nárazu. Nabízí se tak otázka, zda by mělo smysl využít dynamické analýzy, tedy zahrnutí setrvačných účinků. Již vzhledem k výpočtové náročnosti je to v rámci této práce nereálné. Navíc by zřejmě s ohledem na tvar hlavice a jamky setrvačné účinky hrály jen zanedbatelnou roli.



Obr. 9.17: Model aktivace zjednodušené náhrady

9.5.2 Model aktivace při uvažování tenké vrstvy



Obr. 9.18: Model aktivace zjednodušené náhrady s uvažováním tenké vrstvy

9.5.3 Model aktivace celého TMC skloubení (D)

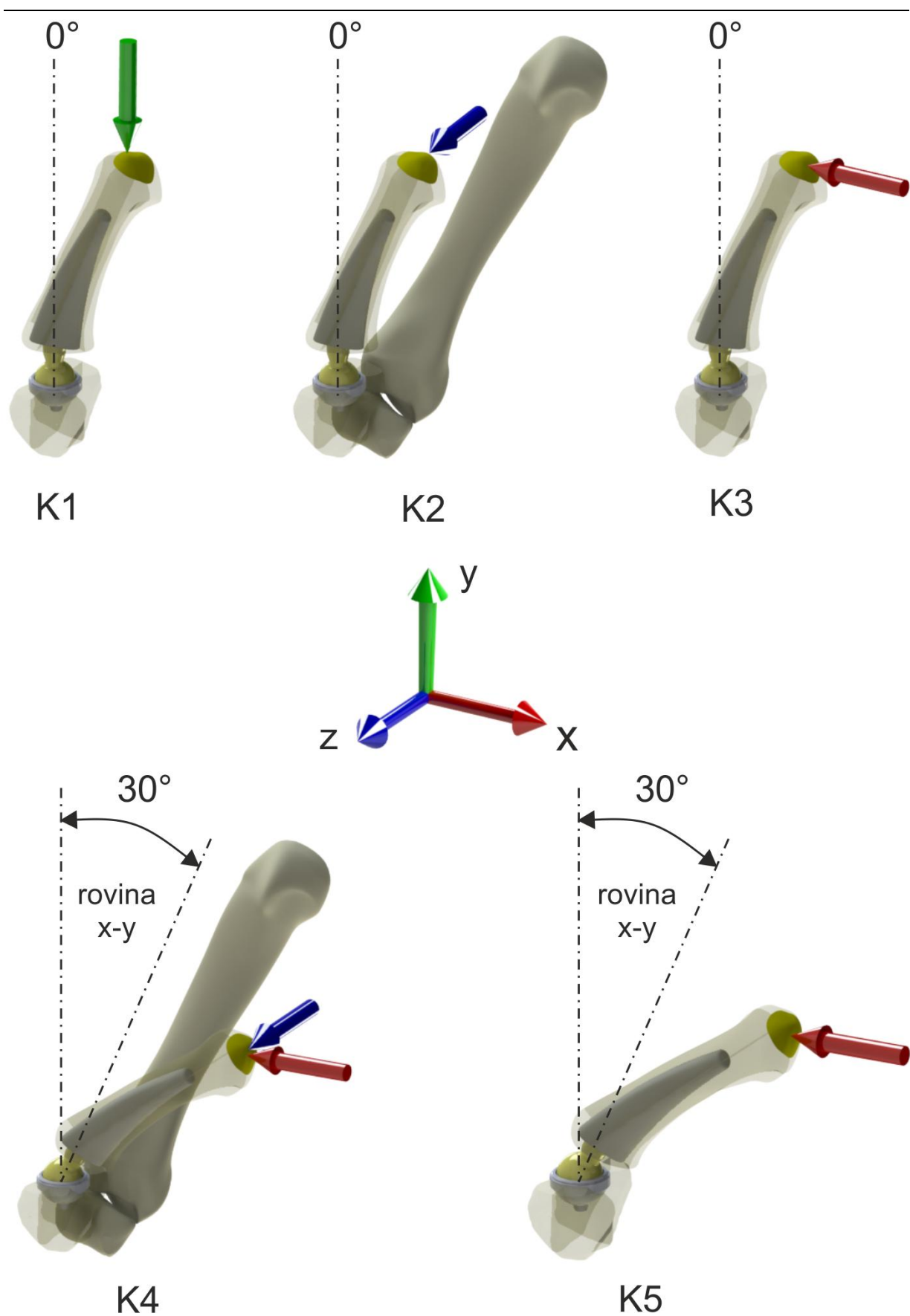
Palec ruky vykonává běžně celou řadu pohybů. Dostatečně reprezentativní deformačně napjatostní analýza vyžaduje zkoumání několika výrazně odlišných zatěžovacích stavů. Aby byla zaručena srovnatelnost výsledků, měla by všechna zatížení dosahovat stejných hodnot. Prostudováním odborných článků [20], [21], [22], [23], [24], [25] a [26] na deformačně napjatostní analýzu ruky bylo vyzorováno, že zatížení jednotlivých prstů ruky se pohybuje okolo 100 N. Proto bylo stanoveno zatížení metakarpální kosti ve všech případech na jednotnou hodnotu 100 N. Dále bylo rozhodnuto o sestavení zatěžovacích stavů, konfigurací, označených K1-K5. Z toho K1 se uvažuje s vazy a bez vazů, aby se ukázal jejich vliv na přídatné zatížení. Individuální konfigurace se odlišují jednak směrem zatížení a jednak polohou metakarpální kosti. Působíště síly se vždy nachází na distálním konci této kosti. Kromě tab. 9.4 slouží ke snadné orientaci v zatěžovacích stavech obr. 9.19.

Tab. 9.4: Orientace a velikost zatížení při jednotlivých konfiguracích

-	K1 bez vazů	K1 s vazy	K2	K3	K4	K5
F_x [N]	0	0	0	-100	-70,7	-100
F_y [N]	-100	-100	0	0	0	0
F_z [N]	0	0	100	0	70,7	0

Ve všech zatěžovacích případech – konfiguracích – dosahuje síla výsledné velikosti **100 N**.

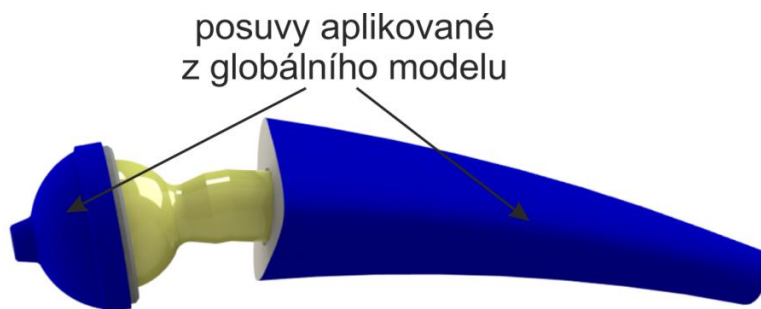
Zjevně se nabízí vysvětlení, proč u výpočtových modelů A, B, C dosahuje zatížení 1000 N a u modelu D pouze 100 N. Hlavním důvodem je velké časové rozpětí mezi tvorbou modelů A a D. Kromě toho zjednodušené modely A, B, C jsou vytvořeny především za srovnávacími účely a byla snaha zachovat pro ně podmínky zatěžování, Zato kompletní model D byl vytvořen za účelem absolutního zhodnocení, a to s přihlédnutím k článkům [20]-[26].



Obr. 9.19: Model aktivace, přehled zatěžovacích stavů – konfigurací

9.5.4 Model aktivace submodelu TMC skloubení

V záležitosti výpočtového modelování submodelu TMC skloubení splývá model aktivace s modelem vazeb, protože definované posuvy soustavu jasně určují v prostoru a zároveň zaručují její deformační zatížení. Postup aplikace posuvů z globálního modelu koresponduje s obecným návodem v kapitole 9.9. Tedy posuvy získané z výsledné deformace globálního modelu jsou přeneseny na povrchy submodelu. Tyto povrchy odpovídají podle obr. 9.20 styčným plochám komponent náhrady s kostmi, v nichž jsou implantovány.



Obr. 9.20: Model aktivace submodelu TMC skloubení

9.6 Model vlastností struktury objektu

Tab. 9.5 udává přehled použitých modelů materiálu pro jednotlivé objemové komponenty. Model materiálu TMC náhrady vychází hlavně z katalogu výrobce [8], zatímco model materiálu kostní tkáň je determinován z odborných článků [28], [29], [30].

Tab. 9.5: Model materiálu jednotlivých komponent

Materiál	Komponenta	Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonův poměr μ [–]
CoCrMo	Krček a jamka (také zjednodušený model)	210 000	0,30
Ti6Al4V	Dřík	114 000	0,34
Spongiózní tkáň	Kosti	150	0,30
Kortikální tkáň	Kosti	18 000	0,25

V odborné literatuře je často možno nalézt informace o mechanických vlastnostech vazů v podobě tuhosti k . Aplikace tahových prvků LINK180 v programu ANSYS APDL ovšem vyžaduje znalost modulu pružnosti v tahu E . Podle jednoduchého intuitivního vztahu

$$E = k \cdot \frac{l}{S} ,$$

kde l značí délku vazů a S plochu příčného průřezu, lze kýženou veličinu přepočítat. Jak je však vidno, musí být známy rozměry těchto vazů např. podle článku [31] a materiálové vlastnosti dané články [32], [33].

Tab. 9.6: Model materiálu vazů a šlachy

Zkratka	Název	Spojení kostí	Tuhost $k [N \cdot mm^{-1}]$	Modul pružnosti $E [MPa]$	Poissonův poměr $\mu [-]$
IML	Intermetacarpal ligament	1MC – 2MC	100	333	0,40
DIML	Dorsal Intermetacarpal ligament	1MC – 2MC	100	275	0,40
SAOL	Superficial anterior oblique ligament	1MC – trapézium	24	25	0,40
DAOL	Deep anterior oblique ligament	1MC – trapézium	100	150	0,40
DRL	Dorsoradial ligament	1MC – trapézium	78	25	0,40
POL	Posterior oblique ligament	1MC – trapézium	100	200	0,40
APL	Abductor pollicis longus	1MC – radius, ulna	70	300	0,40

Tab. 9.7: Analyzovaný rozsah základních vlastností DLC vrstvy [15], [16], [17]

Modul pružnosti v tahu $E [GPa]$	Poissonův poměr $\mu [-]$	Tloušťka vrstvy $t [\mu m]$
100-300	0,20-0,30	2-7

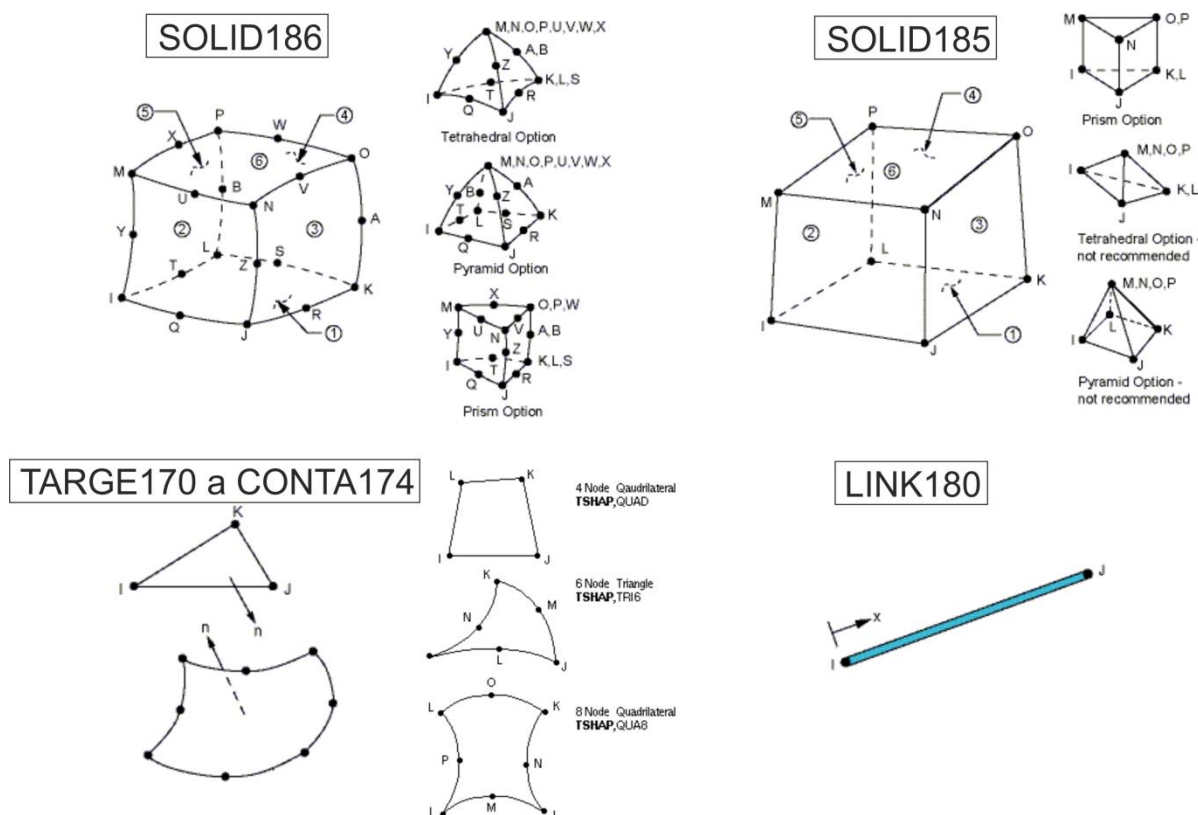
9.7 Diskretizace modelu

Diskretizace modelu reprezentuje podstatnou a velmi významnou část tvorby výpočtového modelu. Velkou měrou ovlivňuje přesnost výsledků, výpočtový čas a vůbec úspěch či neúspěch celého výpočtu. Kromě velikosti, tvaru prvků a jejich správného spojení musí uživatel zajistit také vhodnou volbu typů prvků.

Tab. 9.8: Přehled aplikovaných typů konečných prvků [27]

Typ prvku	Bázová funkce	Základní počet uzlů	Aplikace
SOLID186	Kvadratická	20	Náhrada, 1MC, trapézium (TZ)
SOLID185	Lineární	8	2MC, trapézoideum (TD)
TARGE170	Kvadratická	8	Kontaktní plochy
CONTA174	Kvadratická	8	Kontaktní plochy
LINK180	Lineární	2	Vazy a šlacha

Podle doporučení odborníků se jako nejvhodnější objemový prvek jeví šestistěnný SOLID186 (kvadratický), případně šestistěnný SOLID185 (lineární). Méně doporučované jsou již pětistěnné a čtyřstěnné modifikace těchto prvků kvůli jejich horším numerickým vlastnostem, což musí být kompenzováno jemností sítě. Na druhou stranu jsou výhodné při automatické diskretizaci tělesa libovolného tvaru. Obecně platí, že kvalita prvku z hlediska podmíněnosti matice tuhosti klesá s rostoucím poměrem sousedních hran prvku. [27], [32]

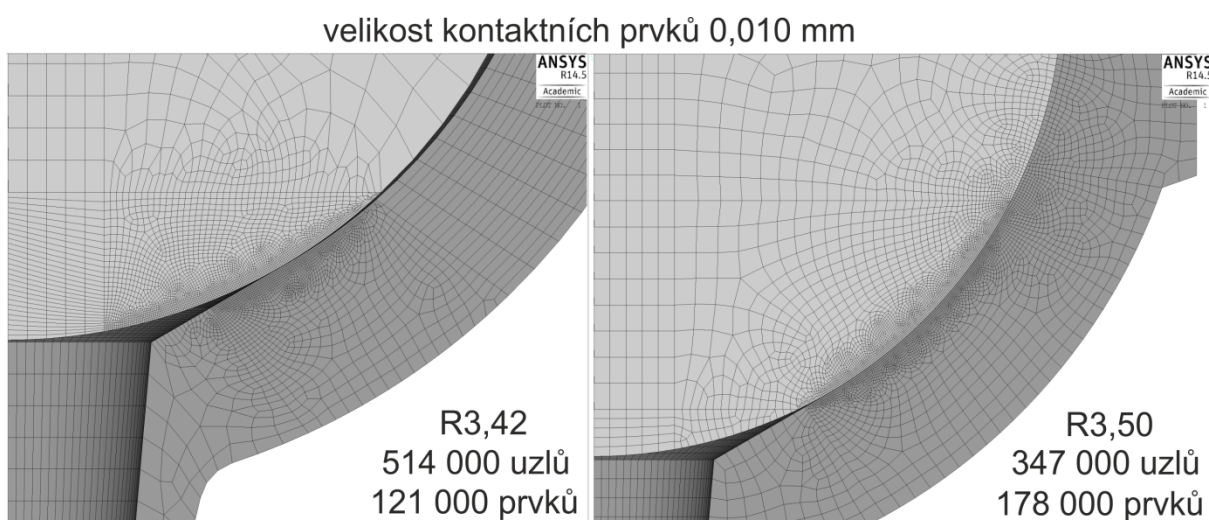


Obr. 9.21: Souhrn použitých typů konečných prvků [27]

V této práci byly použity prostorové kontaktní prvky TARGE170 a CONTA174. Prvky TARGE170 pokrývají povrch označený target (kap. 9.8) a prvky CONTA174 povrch contact. Prvky TARGE detekují přítomnost prvků CONTA a podle vzájemné polohy dochází k jejich interakci. Posledním použitým je prvek LINK180. Jedná se o prostorový prvek schopný přenášet pouze tahové nebo tlakové zatížení. [27], [32]

9.7.1 Diskretizace modelu zjednodušené náhrady (A, B)

Je nutné zdůraznit, že pro každou kombinaci modelů geometrie bylo nezbytné zvlášť provést diskretizaci sítě. Při odlišných modelech geometrie totiž nastává kontakt v jiných místech, v jejichž okolí se vyskytuje koncentrace napětí. Obr. 9.22 dokládá rozdílnou diskretizaci. Např. kontakt hlavice o poloměru 3,42 mm se lokalizuje výhradně v úzké oblasti, hlavice o poloměru 3,50 mm se s jamkou stýká po celé části kulové plochy.



Obr. 9.22: Diskretizace modelu zjednodušené náhrady pro různé velikosti hlavice

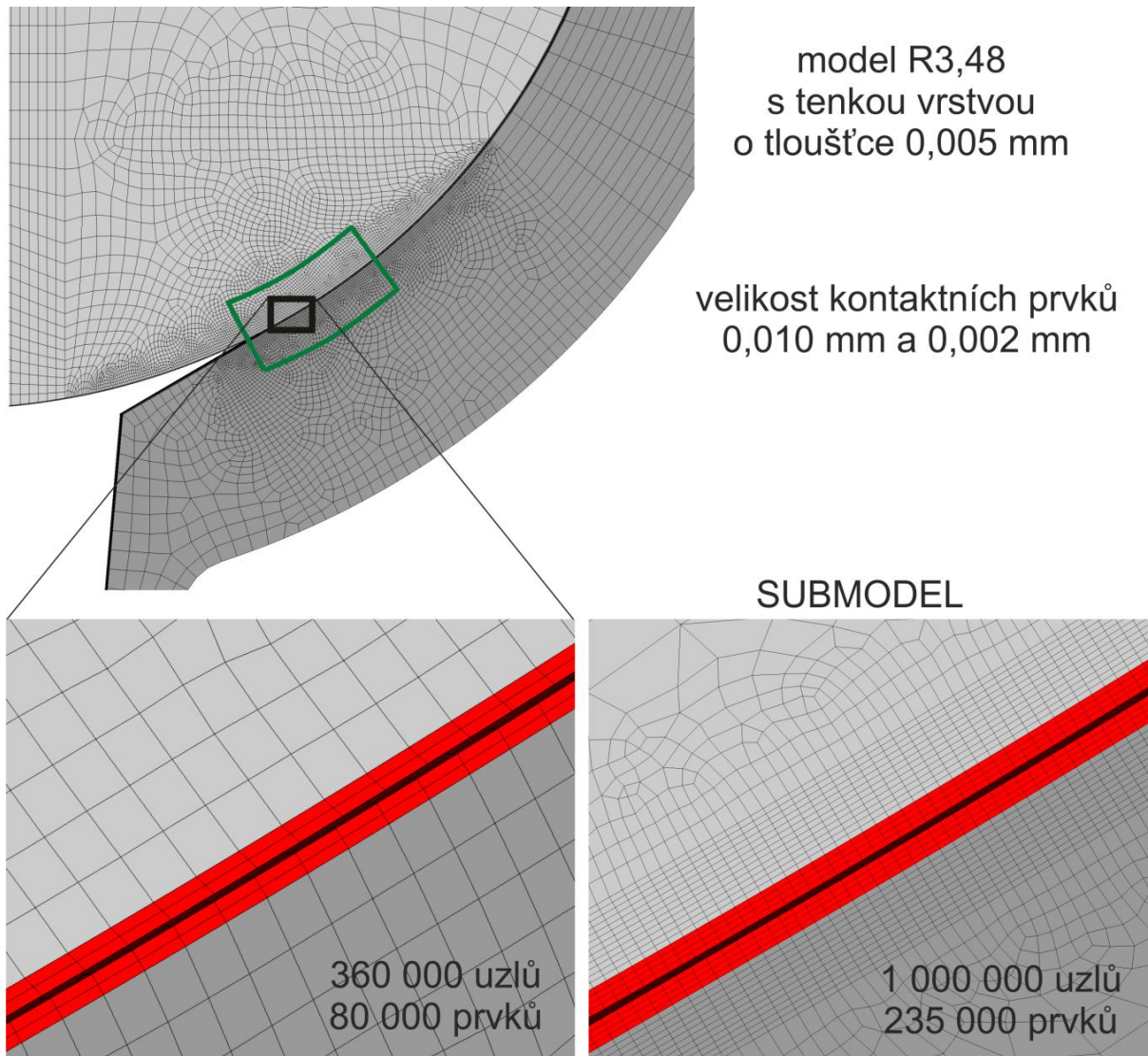
9.7.2 Diskretizace modelu při uvažování tenké vrstvy (C)

Tloušťka DLC vrstvy sloužící zejména pro snížení otěru hlavice a jamky se pohybuje v řádu jednotek mikrometrů [15], [16], [17]. Ve srovnání s rozměry hlavice a jamky se jedná o značný rozdíl. Kvůli tomuto rozdílu bylo původně uvažováno o diskretizaci tenké povrchové vrstvy za pomoci skořepinových prvků. Jak se však ukázalo díky simulaci na jednoduchém příkladu, kde byly porovnávány výsledky vrstvy diskretizované objemovými a skořepinovými prvky, nedocházelo k žádným shodám. Nakonec bylo usouzeno, že výsledky obou variant jsou v podstatě správné. Nicméně skořepinovými prvky nelze simulovat tenkou vrstvu, která má být v kontaktu, jelikož skořepinové prvky mohou přenášet jen ohyb a tah a tlak v rovině prvku, nikoli ve směru kolmém na tuto rovinu [27]. Nabízí se tedy bezpodmínečně diskretizace tenké vrstvy objemovými prvky.

Vzhledem k náročnosti diskretizace modelu s tenkou vrstvou by bylo neúnosné vytvořit dostatečně jemnou síť v kombinaci s uspokojivým počtem uzlů. Proto byl vytvořen navíc submodel popisující detailně pouze oblast kontaktu. Jeho velikost vzhledem k původnímu modelu ilustruje zelený obrys na obr. 9.23. Ačkoli submodel čítá téměř

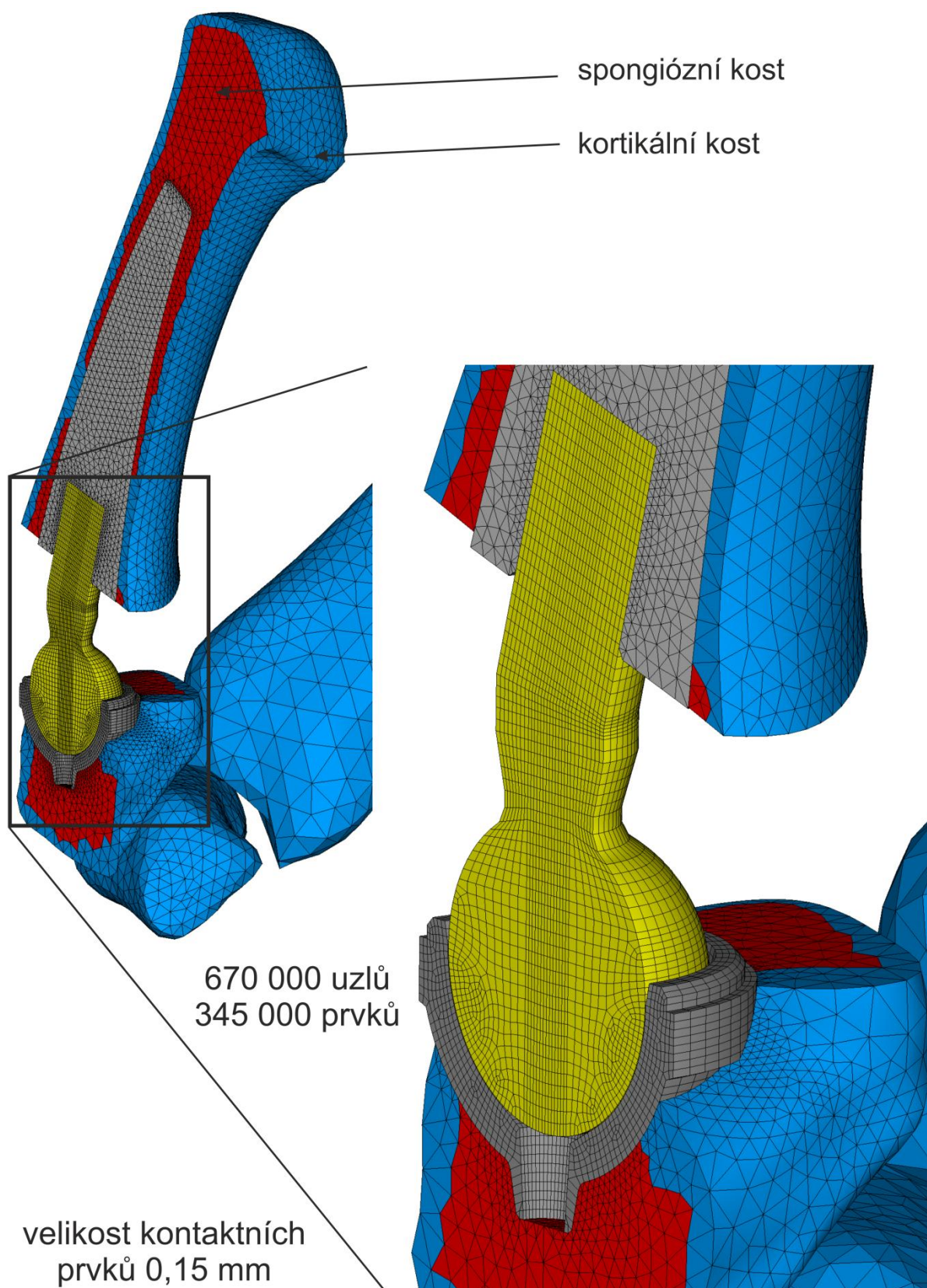
trojnásobný počet uzlů a prvků, díky deformačnímu zatížení výpočet překvapivě trvá kratší dobu než u globálního modelu (kap. 11).

Aby bylo rozhraní dvou materiálů dostatečně kvalitně popsáno, po tloušťce vrstvy bylo vytvořeno 3-5 prvků a zároveň do čtyřnásobné vzdálenosti tloušťky vrstvy od povrchu vznikla stejně jemná, mapovaná síť (obr. 9.23).

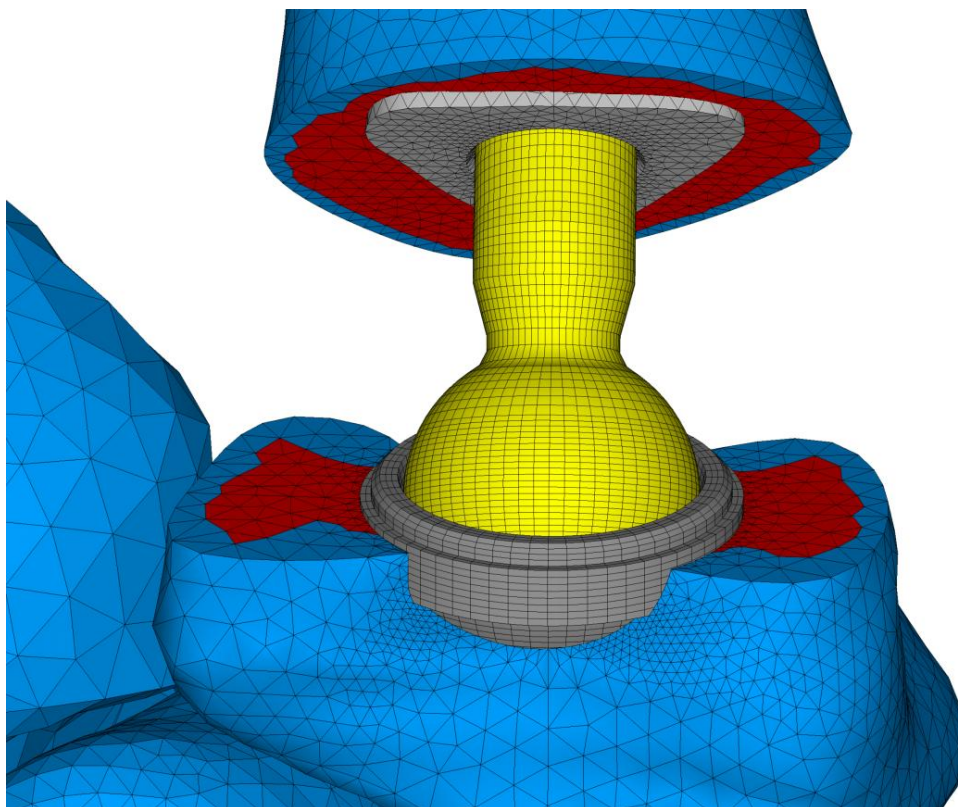


Obr. 9.23: Diskretizace modelu zjednodušené náhrady s uvažováním tenké vrstvy včetně submodelu

9.7.3 Diskretizace modelu celého TMC skloubení (D)



Obr. 9.24: Diskretizace modelu celého TMC skloubení, palmární pohled v řezu

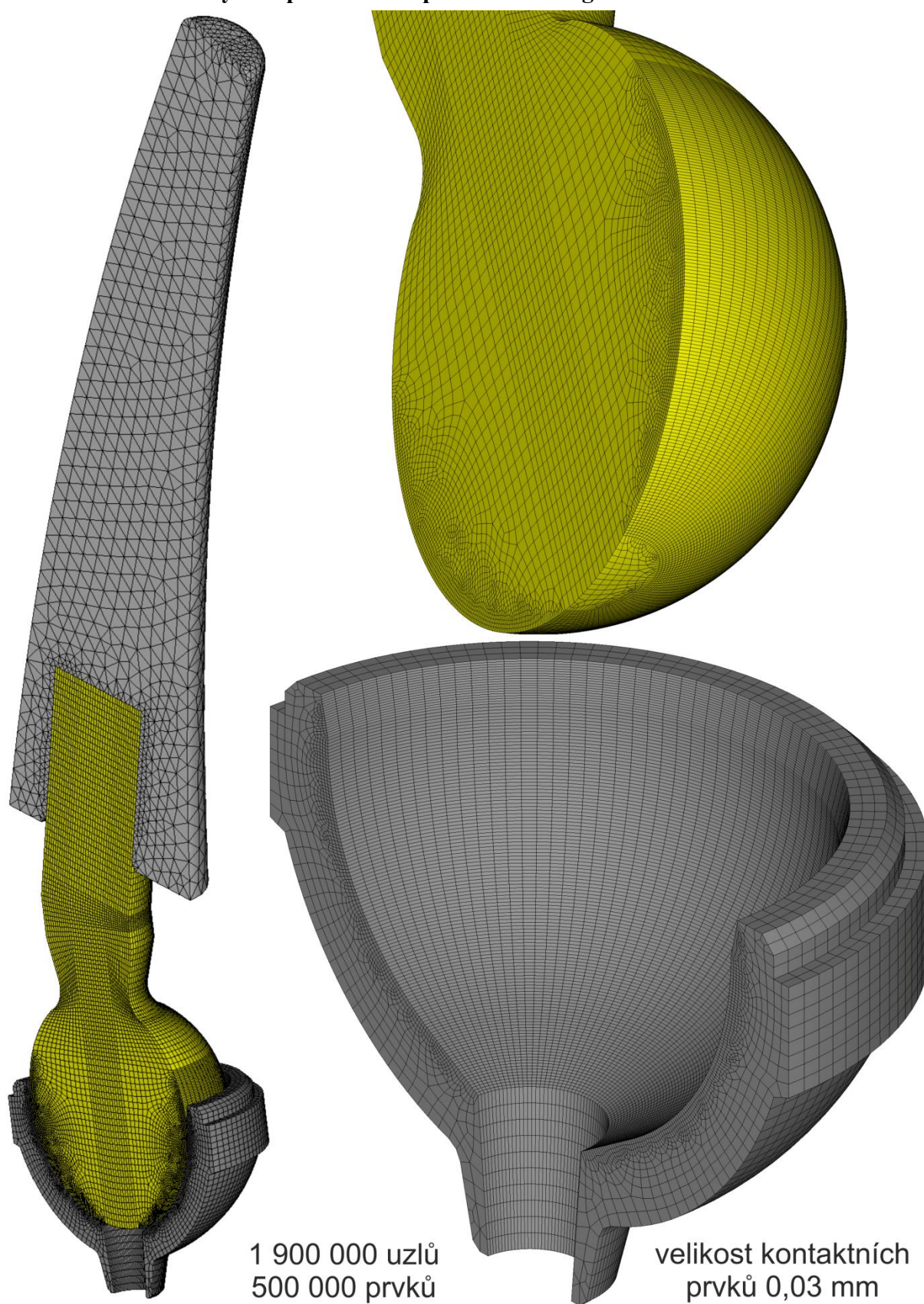


Obr. 9.25: Diskretizace modelu v oblasti ukotvení náhrady v kostech, dorzální pohled

Jak už bylo několikrát zmíněno, kvalita diskretizace sehrává zásadní roli. Síť musí být jemnější v oblastech kontaktu a v místech koncentrace napětí. Nutno zmínit, že krček i jamka náhrady jsou diskretizovány s užitím funkce sweep, která zaručí tvorbu pravidelné sítě většinou z šestistěnných prvků s lepšími numerickými vlastnostmi. Za zmínku též stojí postup tvorby modelu spongiózní a kortikální kostní tkáně. Jistě lze odděleně zhotovit model geometrie pro tyto dva typy kostní tkáně, což s sebou ovšem často nese problémy s diskretizací kvůli malé tloušťce objemu kortikální kosti. Zde byly nejprve všechny kosti diskretizovány s přiřazením modelu materiálu spongiózní kosti. Poté byly vybrány prvky ležící na povrchu. V oblasti styku kosti s jamkou však kvůli menším prvkům muselo být navíc selektováno ještě několik sousedních vrstev prvků. Model materiálu těchto zvolených prvků byl poté modifikován na kortikální kost. Globální velikost prvků kostí byla nastavena tak, aby se velikost elementů simulujících kortikální kost vizuálně shodovala s odbornou literaturou [33].

Pozorný čtenář si jistě všimne zvláštnosti týkající se diskretizace krčku, zejména na obr. 9.26. Objem v těsné blízkosti osy rotace je totiž diskretizován odlišným způsobem než zbytek komponenty. Zatímco dále od osy rotace je objem diskretizován metodou sweep právě rotací okolo osy, síť objemu v její blízkosti je vygenerována podél této osy rotace. Pokud by byl celý objem krčku diskretizován rotací okolo osy, v těsné blízkosti osy rotace by vznikly prvky dortového tvaru, které mohou způsobovat problémy s konvergencí a zbytečné navýšení výpočtové náročnosti.

9.7.4 Diskretizovaný kompletní model při submodelingu



Obr. 9.26: Diskretizace submodelu náhrady včetně detailu

9.7.5 Tvorba kontaktních párů

Existuje hned několik způsobů, jak v programu ANSYS APDL vytvořit kontaktní pár. Informace o efektivní tvorbě kontaktního páru jsou sděleny v odstavcích níže. Velmi výhodné je před samotnou tvorbou stanovit kontaktní povrchy, jejichž geometrie musí být předem připravena. Uzly náležící pod stanovené kontaktní plochy se uloží mezi komponenty pod odpovídajícím názvem. Nyní se již přistoupí k samotné tvorbě kontaktního páru, zde prostřednictvím grafického prostředí contact wizard. Prvním krokem je povrchu target přiřadit předem vytvořenou komponentu skládající se z uzlů. Povrch target bývá většinou poddajný, proto zůstává označené políčko flexible. Analogický krok se provede pro povrch contact, kde se ovšem kromě uzlové komponenty zvolí typ surface to surface. [34], [35], [36], [37]

V kapitole 9.8 jsou uvedena pravidla, která doporučují asociovat daný povrch s typem contact nebo target. Další krok vybírá k volbě počáteční penetrace, symetrii kontaktu, typu materiálu a koeficientu tření. Počáteční penetrace závisí na konkrétní situaci a často je možné ji zahrnout. V případě kontaktu typu standard bývá vhodné zvolit symetrický kontakt, který mnohdy přispívá ke zdárnému řešení. Tím pádem není nutné se zabývat, na jaké těleso patří typ contact nebo target. Nabízí se však spousta dalších parametrů, jejichž volba se analýzu od analýzy liší. [34], [35], [36], [37]

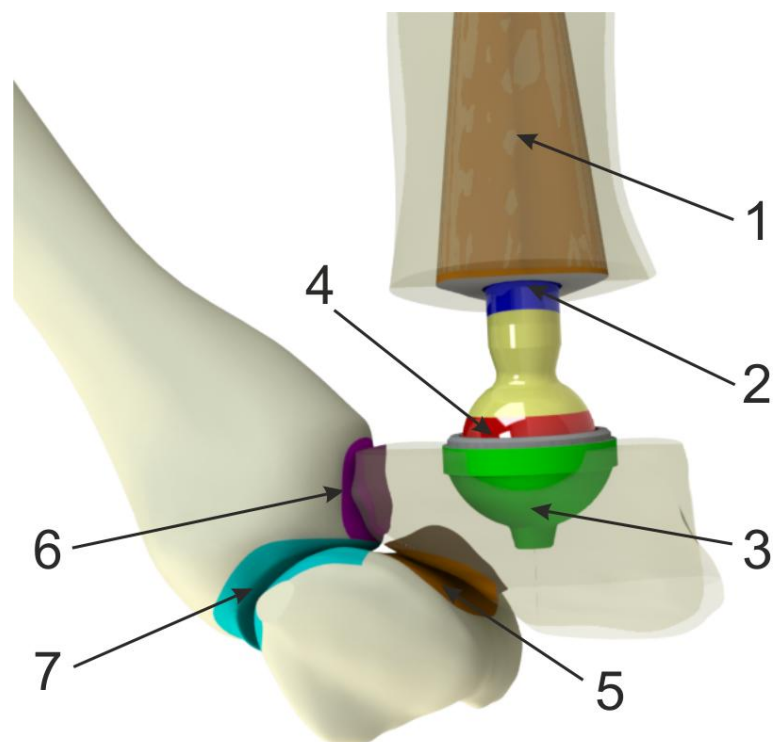
Kontakt se třením vyžaduje volbu typu standard, s čímž se zde nejčastěji pojí kontaktní algoritmus augmented Lagrange method, případně penalty method, způsob detekce v Gaussových integračních bodech, aktualizace kontaktní tuhosti v rámci každé iterace, nastavení koeficientu tření a automatické přizpůsobení kontaktních povrchů close gap/reduce penetration. Někdy je ovšem automatické přizpůsobení nežádoucí. [34], [35], [36], [37]

Slepený kontakt typu bonded je svázán s algoritmem MPC, způsobem detekce v uzlech kolmých na typ target. [34], [38]

Ostatní kontaktní parametry jako kontaktní tuhost, dovolená penetrace nebo pinball region jsou přednastaveny tak, aby vyhovovaly co nejširší běžné aplikaci. Nicméně občas je potřeba do těchto parametrů zasáhnout. Na rozdíl od programu ANSYS Workbench, software ANSYS APDL nekontroluje automaticky nastavení většiny kontaktních parametrů. Uživatel je tak nucen znát alespoň základní význam těchto parametrů. [34]

Tab. 9.9: Přehled kontaktních párů

Číslo kontaktu	1	2	3	4	5	6	7
Komponenty	1MC – dřík	Dřík – krček	Jamka – TZ	Krček – jamka	TZ – TD	TZ – 2MC	TD – 2MC
Typ	Bonded	Bonded	Bonded	Standard, tření 0,3	Bonded	Bonded	Bonded



Obr. 9.27: Znárodnění a označení kontaktních párů, dorzální pohled

9.7.6 Nastavení řešiče

Kromě kvality diskretizace sítě a nastavení kontaktů se jako další klíčový faktor rozhodující o úspěchu či neúspěchu ukazuje nastavení řešiče. Pro přehlednost jsou nejvýznamnější volby uvedeny v tab. 9.10.

Tab. 9.10: Nejčastější používané nastavení řešiče

Typ analýzy	Statická, strukturální
Velké deformace	Ano
Typ řešiče	PCG – iterační řešič, tolerance 10^{-6}
Max. počet rovnovážných iterací	80 – 100
Automatická změna délky kroku	Ano
Kontrola kontaktu	Ano
Line search	Ano
Počet substepů	Závisí na konkrétní situaci

Otázka počtu substepů v rámci jednoho load stepu se liší podle typu a posloupnosti zatěžovacích stavů. Jelikož bylo v rámci této práce provedeno mnoho desítek odlišných výpočtů, různilo se také nastavení počtu substepů. Obecně je však možno shrnout, že v rámci deformačního zatěžování je dostačující nastavení 5 až 20 substepů a při silovém zatěžování

většinou 20 až 60 substepů. Ke zvýšení efektivity výpočtu přispívá automatická změna délky kroku.

V odborné literatuře [39] se uvádí, že pokud výpočet nezkonverguje ani po 100 rovnovážných iteracích, pak obvykle nezkonverguje vůbec. Podobně jestliže výpočet nedosáhne uspokojivé konvergence při počtu substepů 100, pak konvergence nedosáhne nikdy. Toto jsou poznatky, které mohou usnadnit činnost výpočtáře. Nemusí ovšem platit vždy.

Účinným prostředkem pro změnu délky výpočtového času může být nastavení tolerance iteračního řešiče. Výchozí tolerance má hodnotu 10^{-8} . Pokud ovšem při zmírnění tolerance např. na hodnotu 10^{-6} jsou výsledky identické, bez ztráty kvality se sníží výpočtová náročnost. Často lze zadat ještě mírnější přesnost, na druhou stranu u některých typů úloh je pro úspěšný výpočet nezbytná přísnější tolerance. [32]

9.8 Problematika kontaktních úloh

Kontaktní úlohy lze z nejobecnějšího hlediska rozčlenit na statické a dynamické. Dynamické kontaktní úlohy převyšují odpovídající stupeň studia, přináší vysoké požadavky na výkonnost výpočetní techniky a v této práci není jejich aplikace nutná. Simulace dynamických kontaktů bývá většinou složitější než simulace statických kontaktů. I přesto patří náročnost řešení statických kontaktních úloh v rámci strukturálních úloh k těm nejvyšším. Cílené řešení s přijatelnými výsledky vyžaduje alespoň částečné pochopení celého procesu výpočtu od zadání vstupních parametrů po kontrolu správnosti výsledků.

Každý uživatel může najít význam pojmů v relaci ke kontaktním úlohám v nápovědě, která je součástí programu ANSYS APDL, avšak nenalezne tyto pojmy v takto ucelené, výstižné a jednoduše pochopitelné podobě. Existuje velké množství nastavitelných kontaktních parametrů. Níže jsou uvedeny pouze takové parametry, které mohou významně ovlivnit správnost výpočtu běžných úloh a jejichž podstatu by měl uživatel znát.

9.8.1 Pojmy vztahující se ke kontaktním úlohám

Kontaktní tuhost (contact stiffness)

Kontaktní tuhost je vyžadována pouze u tzv. pokutových přístupů (viz níže). Jedná se o tuhost pomyslných pružinek, které jsou do výpočtu zahrnuty za účelem snížení penetrace (prostoupení těles). Kromě normálové kontaktní tuhosti, která je velmi významná, existuje také tečná kontaktní tuhost, jež bývá úměrná normálové. Kontaktní tuhost zásadně ovlivňuje penetraci a konvergenci. Obecně platí zásada, že nižší hodnota kontaktní tuhosti způsobuje lepší konvergenci, ale méně přesné výsledky. Naopak vyšší hodnota vede k horší konvergenci, zato k výsledkům bližším těm očekávaným. Optimální je tedy nastavit co nejvyšší hodnotu, při níž ještě výpočet konverguje v přijatelném čase. Obvykle se faktor normálové kontaktní tuhosti volí v rozmezí 0,001 až 100.

Dovolená penetrace (penetration tolerance)

Jedná se o kritérium, jehož splnění je nutné pro dokončení výpočtu kontaktní úlohy např. u augmented Lagrange method. Nesmí nastat penetrace větší, než stanovuje zvolená hodnota. S rostoucí velikostí dovolené penetrace se zvyšuje rychlost výpočtu, ale klesá jeho přesnost.

Oblast detekce (pinball region)

Pinball region představuje velikost poloměru kulové plochy, která ohraničuje definované body prvků CONTA kontaktního páru. Pokud oblast detekce vnikne do prvků TARGE, kontakt je blízký a dále je sledováno, zda nedochází k penetraci bodů prvků CONTA do prvků TARGE. Zvýšením jeho hodnoty se téměř nenavýšuje výpočtový čas.

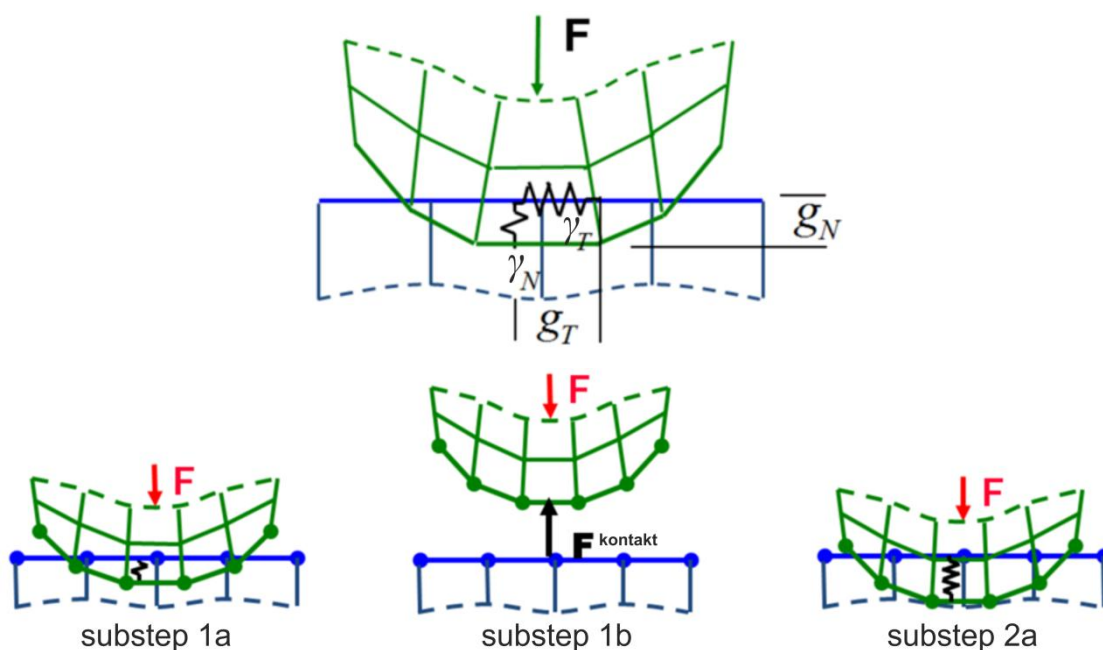
Aktualizace kontaktní tuhosti (contact stiffness update)

Uživatel má na výběr ze dvou možností. Buď existuje aktualizace v rámci každého load stepu (zátěžného kroku), nebo aktualizace v rámci každé iterace. Druhá možnost je sice časově náročnější, avšak většinou vede k lepší konvergenci.

Kontaktní algoritmus (contact algorithm)

1) Pokutový přístup (penalty method)

Základní myšlenkou pokutového přístupu je skoková změna kontaktní tuhosti kontaktních prvků při vzájemné penetraci povrchů. Penetrace je kontrolována prvky TARGE (na obr. 9.28 modře) detekujícími přítomnost prvků CONTA (zeleně). Penetrace má za následek změnu hodnot matice tuhosti.



Obr. 9.28: Znárodnění základní podstaty pokutového přístupu [40]

Kontaktní tuhost je nastavena tak, aby při malé penetraci bylo dosaženo silové rovnováhy

$$\gamma_N g_N = F_N ,$$

kde γ_N je normálová kontaktní tuhost, g_N velikost mezery/penetrace v normálovém směru (mezera je dána kladnou hodnotou) a F_N normálová kontaktní síla. Analogický vztah platí pro tečný směr.

Každým nedodržetím podmínek v kontaktu dojde k růstu energie napjatosti, a tedy i celkové potenciální energie. Variace energie napjatosti se zapíše ve tvaru

$$\delta W = \int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma}^T \delta \boldsymbol{\varepsilon} dV + \int_{\Gamma} (\gamma_N g_N \delta g_N + \gamma_T g_T \delta g_T) dS ,$$

kde $\boldsymbol{\sigma}$ je vektor napětí, $\boldsymbol{\varepsilon}$ vektor přetvoření, γ_N a γ_T normálová a tečná kontaktní tuhost.

Po aplikaci Lagrangeova variačního principu lze v terminologii MKP psát

$$(\mathbf{K} + \boldsymbol{\gamma} \mathbf{G}^T \mathbf{G}) \mathbf{u} = \mathbf{F} ,$$

kde \mathbf{K} je matice tuhosti, $\boldsymbol{\gamma}$ vektor normálových a tečných kontaktních tuhostí v diskretních bodech kontaktu, \mathbf{G} symbolizuje matici definující odpovídající dvojice deformačních parametrů, \mathbf{u} je vektor posuvů všech uzlů a \mathbf{F} představuje matici zatížení.

Výhodou pokutového přístupu je neměnný počet stupňů volnosti dané úlohy. Naopak nevýhodou je, že výsledky se odvíjí od nastavení kontaktní tuhosti.

2) Rozšířená Lagrangeova metoda (augmented Lagrange method)

Jedná se o iterativní cyklus pokutových přístupů, kdy konečná penetrace musí být menší než dovolená hodnota. Ve srovnání s pokutovým přístupem vede tato metoda k lepší podmíněnosti a menší citlivosti na hodnotu kontaktní tuhosti. Nicméně v některých případech, jako např. při nadměrné deformaci prvků, může metoda vyžadovat více iterací a zpomalení výpočtu. Tato metoda nachází největší uplatnění u kontaktu typu standard.

Variace energie napjatosti se zapíše ve tvaru

$$\delta W = \int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma}^T \delta \boldsymbol{\varepsilon} dV + \int_{\Gamma} \left[(\lambda'_N + \gamma_N g_N) \delta g_N + (\lambda'_T + \gamma_T g_T) \delta g_T \right] dS .$$

Rozšířená Lagrangeova metoda členy λ'_N a λ'_T napodobuje metodu Lagrangeových multiplikátorů, ale jedná se o dvě různé metody. Právě členy λ'_N a λ'_T způsobují menší citlivost na kontaktní tuhost než u pokutového přístupu.

3) Metoda Lagrangeových multiplikátorů (normal Lagrange, Lagrange multiplier)

Zakládá se na přesném splnění podmínky nepronikání kontaktních povrchů

$$\mathbf{G} \mathbf{u} - \mathbf{g}_0 = \mathbf{0} ,$$

kde vektor \mathbf{g}_0 zahrnuje počáteční kontaktní mezery mezi příslušnými deformačními parametry definovanými maticí \mathbf{G} na protilehlých površích. Tato podmínka je zavedena do standardního funkcionálu celkové potenciální energie pomocí Lagrangeových multiplikátorů λ_N a λ_T , které však představují další neznámé. Variace energie napjatosti má tvar

$$\delta W = \int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma}^T \delta \boldsymbol{\varepsilon} dV + \int_{\Gamma} (\lambda_N \delta g_N + \lambda_T \delta g_T) dS .$$

Pro celkovou potenciální energii platí

$$\Pi = \frac{1}{2} \mathbf{u}^T \mathbf{K} \mathbf{u} - \mathbf{u}^T \mathbf{F} + \boldsymbol{\lambda}^T (\mathbf{G} \mathbf{u} - \mathbf{g}_0) .$$

Z podmínky stacionární hodnoty funkcionálu vyplývá soustava rovnic

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K} & \mathbf{G}^T \\ \mathbf{G} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{u} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{F} \\ \mathbf{g}_0 \end{bmatrix} .$$

Fyzikálním významem Lagrangeových multiplikátorů je kontaktní tlak. Výhodou je přesné splnění podmínky neprostupnosti a absence kontaktní tuhosti. Naproti tomu se úloha zvětšuje, vzhledem k nulám na hlavní diagonále nelze použít iterační řešič a nepříjemná je i citlivost na změny stavu v kontaktu. Proto je metoda použitelná především pro malé úlohy.

4) Metoda MPC (multipoint constraint)

Tato metoda spočívá ve spojení kontaktních prvků pomocí pomyslných tuhých nosníků namísto pružinek. Používá se pro kontakty typu bonded a no separation. Vzhledem k lineárnímu svázání posuvů kontaktních prvků je tato metoda časově zřetelně méně náročná.

Symetrie kontaktu

Existují kontaktní prvky typu CONTA a TARGE. Prvky TARGE detekují přítomnost prvků CONTA, které s nimi přichází do styku. Pravidla pro definování povrchu contact a target jsou k nalezení na <http://mechanika2.fs.cvut.cz/old/pme/examples/kuzel/kontakt.htm>. Symetrie kontaktu znamená, že na každém povrchu kontaktní dvojice se nachází prvky CONTA i TARGE. V některých případech, zejména při nevhodné diskretizaci kontaktních povrchů, symetrie odstraní konvergenční problémy, které by bez ní mohly nastat.

Způsob detekce kontaktu (contact detection)

Na prvcích CONTA se nachází tzv. detekční body, jejichž poloha je sledována prvky TARGE. Tyto detekční body mohou být definovány různě. Detekce v Gaussových integračních bodech patří mezi základní metody a není vhodná pro vnikání tělesa s ostrým rohem kvůli přílišné penetraci. Detekce v uzlech vykazuje lepší výsledky než předešlá, nicméně způsobuje delší výpočtový čas a může být nevhodná pro kombinace jako např. kontakt dvou těles ve tvaru L zapadajících do sebe. Nejnovější a také nejsložitější je metoda uzlové projekce.

Typy kontaktů (behaviour of contact surface)

1) Standardní (standard = frictional, frictionless)

Jde o typ kontaktu, který lze, na rozdíl od ostatních, definovat volbou koeficientu tření.

2) Slepý (bonded)

Bonded (always) představuje dokonalé stálé spojení kontaktní dvojice uvnitř pinball regionu. Bonded (initial contact) znamená spojení pouze těch částí povrchů, u nichž je na počátku kontakt uzavřený (penetrace je kladná). Tam, kde je kontakt otevřený (nedochází k penetraci), pevné spojení nenastane.

3) Neoddělitelný (no separation)

Kontaktní prvky jsou svázány v normálovém směru, zatímco je bez omezení umožněn pohyb v tečném směru.

4) Hrubý (rough)

Jedná se o typ kontaktu s nekonečně velkým koeficientem tření.

Koeficient tření (friction coefficient)

Základní možností je zadávání koeficientu smykového tření pro Coulombův model tření. Uživatel si kromě toho může vytvořit vlastní model tření.

Počáteční penetrace (initial penetration)

Zahrnutím (include everything) je počáteční penetrace ignorována. Vyloučením (exclude everything) jsou kontaktní prvky posunuty tak, aby v prvním kroku nedocházelo k žádné penetraci. Pro kontakty s výrazným přesahem je nezbytné použít zahrnutí s pozvolnými efekty (include everything with ramped effects). Výrazná penetrace se tak redukuje na přijatelnou hodnotu po krocích.

Odsazení kontaktního povrchu (contact surface offset)

V určitých případech lze místo ruční změny geometrie těles nastavit tento parametr, který nahrazuje přesah. Doporučuje se však ověření správnosti výsledků na jednodušších příkladech porovnáním s modelem analyzovaným klasickým způsobem bez použití tohoto nástroje odsazení.

Automatické přizpůsobení kontaktu (automatic contact adjustment)

Kromě ignorace tohoto parametru se nabízí využití automatického uzavření mezery (close gap), odstranění penetrace (reduce penetration) nebo jejich kombinace (close gap/reduce penetration), která mnohdy, ne však vždy, stabilizuje tělesa v prostoru, potažmo urychluje výpočet. Ze zkušeností autora plyne, že nelze jednoznačně určit, která volba je obecně nejvhodnější. Automatické přizpůsobení totiž někdy vyvolá kontakt v místech, v nichž by se ve skutečnosti neodehrál.

Stabilizace (stabilization)

Zapnutím této funkce pro daný kontaktní prvek je do výpočtu přidán pomyslný tlumič, který působí úměrně pseudorychlosti a procentu hloubky v pinball regionu. Cílem je zabránit velkým skokům při řešení kontaktu, které mohou vést k nestabilitě. Příliš velká hodnota zvyšuje nepřesnosti výsledků.

Další možnosti

Kromě mnoha předchozích parametrů se nabízí také volba typu kontaktní dvojice. V současnosti se nejčastěji používá surface to surface (aplikováno u všech výpočtových modelů této práce). Existuje ale řada dalších možností pro speciální případy, a to node to node, node to surface, line to line, line to surface.

Dále se užívá převážně volby flexible/flexible, kdy každá kontaktní entita je deformovatelná (aplikováno opět u všech výpočtových modelů této práce). Jestliže ovšem jedna z kontaktních entit je řádově méně deformovatelná, lze zvolit možnost rigid/flexible. [35], [36], [37], [38], [39], [40], [41], [42]

9.8.2 Rady a doporučení při divergenci výpočtu

Pro kontaktní úlohy bývá spíše zvykem než výjimkou setkávat se se špatnou konvergencí. Někdy je téměř nemožné dosáhnout dobré konvergence bez znalosti příčin, které mohou za těmito problémy stát. Následující odstavce poskytují stručný náhled na postup při špatné konvergenci. V první řadě je doporučováno čtení výstupního souboru, který může poskytnout klíč k řešení. Pokud výpočet zhavaruje až po několika substepch, velmi nápomocné může být zobrazení výsledků, zejména deformace v posledních krocích.

Základní podmínkou úspěšného výpočtu je kvalitní síť, a to ve smyslu velikosti prvků na patřičných místech, dobrého tvaru prvků, ale také jejich korektního spojení. Neméně

důležité je nastavení okrajových podmínek, které musí respektovat jednoznačné určení těles v prostoru. Stupně volnosti entit lze odhalit za pomoci modální analýzy, kdy nulové vlastní frekvence představují pohyb tělesa jako celku. Všeobecně se doporučuje deformační zatížení. Pokud je vyžadováno silové zatížení, mělo by následovat až ve druhém kroku po deformačním zatížení, které zaručí spojení kontaktních dvojic. U některých kombinací se osvědčuje použití automatického posunutí kontaktních dvojic k sobě, automatické úpravy délky kroků, změna přesnosti iterativního řešiče, využití funkce line search, případně nesymetrického řešiče Newton-Raphsonovy metody. Důležité je, aby normály kontaktních prvků směřovaly proti sobě. Doporučuje se také, aby byly kontaktní plochy přiblíženy k sobě na minimální vzdálenost, např. v řádu setin nebo tisícín milimetru. Někdy je užitečné vyvolat nepatrnou penetraci o podobné velikosti.

DOF limit exceeded

Kontaktní povrchy se nachází daleko od sebe, nedošlo ke kontaktu. Kontaktní prvky skrz sebe prošly bez reakce, eventuálně po sobě pouze sklouzly.

Možnosti řešení:

Kontrola jednoznačného určení těles v prostoru, úprava sítě, zvýšení pinball regionu, použití adjust to touch, contact stabilization, predict for impact, automatic bisection, weak springs...

Element shape (formulation) errors

Kromě uvedeného názvu se objevuje např. slovní spojení „highly distorted elements“. Extrémní síly způsobují nepříjemné deformace prvků, zejména v souvislosti se singularitami. Z matematického hlediska tento i předchozí problém souvisí s malým, záporným nebo extrémně velkým pivotem, tedy se špatnou podmíněností matice tuhosti.

Možnosti řešení:

Úprava sítě, detekce v Gaussových integračních bodech, kontrola zatížení, symetrický kontakt, snížení kontaktní tuhosti, snížení časového kroku...

Contact penetration

Překročení dovolené penetrace způsobí zastavení výpočtu.

Možnosti řešení:

Zvýšení dovolené tolerance, zvýšení kontaktní tuhosti, úprava sítě, symetrický kontakt...

Contact chattering

Neschopnost poklesu rezidua pod stanovené kritérium. Vyznačuje se periodickými vzory. Nejčastěji doprovází metodu Lagrangeových multiplikátorů.

Možnosti řešení:

Kontrola jednoznačného určení těles v prostoru, snížení kontaktní tuhosti, snížení časového kroku, úprava sítě, symetrický kontakt, stabilizace, změna čehokoli (oblast numerické nestability)... [39], [41], [42]

9.9 Submodeling

Toto téma záměrně zaujímá zvláštní kapitolu, aby byl výklad submodelingu jasný a srozumitelný. Pojem submodelingu označuje pokročilý postup sloužící pro detailní analýzu podoblasti globálního modelu, na niž chce uživatel zaměřit svoji pozornost. Zakládá se na splnění Saint Venantova principu. Postup submodelingu v programu ANSYS APDL by měl být realizován následujícím způsobem.

1. krok Tvorba a řešení globálního modelu

Tento krok zahrnuje klasický postup od tvorby modelu geometrie přes diskretizaci po samotné řešení. Databáze má mít vlastní název a po výpočtu musí být uložena.

2. krok Tvorba submodelu

Model geometrie submodelu zaujímá určitou podoblast globálního modelu geometrie a zahrnuje veškeré detaily, které původně obsaženy být nemusely. Na plochy submodelu, které tvoří vnější hranici globálního modelu, lze manuálně aplikovat okrajové podmínky, případně se dají načíst ve 3. kroku z databáze příkazem *BFCUM*.

3. krok Definice hraničních uzlů

Dále je nutno vybrat všechny uzly tvořící hranici mezi submodelem a zbytkem globálního modelu. Stačí se řídit posloupností příkazů níže.

Select – Entities – Areas – By Num/Pick

Select – Entities – Nodes – Attached to – Areas, all

Posloupnost příkazů *NWRITE*, *ALLSEL*, *FINISH* a *SAVE* zaručí uložení zvolených uzlů a uložení databáze submodelu jako celku.

4. krok Aplikace posuvů z globálního (základního) modelu na submodel

Další fází je načtení geometrie globálního modelu funkcí *RESUME* včetně výsledkového souboru příkazem *INRES*, *ALL*. Výsledkový soubor je přístupný v části Postprocessor. Výsledné posuvy globálního modelu musí být uloženy do zvláštního souboru, a to pomocí funkce *CBD0F*. Nyní přichází opět na řadu načtení databáze submodelu (*RESUME*). Po vstoupení do části Solution již stačí otevřít soubor s uloženými posuvy z globálního modelu, čímž dojde k automatickému převedení těchto posuvů na zvolenou oblast submodelu. Toto je onen klíčový krok submodelingu. Prostřednictvím příkazu *DOFSEL* si uživatel může zvolit, které složky stupňů volnosti jsou důležité a které zbytečné.

5. krok Řešení submodelu

Po předchozím kroku by měl být submodel připraven k řešení. V případě potřeby lze ještě nastavit parametry řešiče a poté spustit výpočet.

6. krok Ověření správnosti výsledků

Aby se uživatel mohl spolehnout na výsledky poskytnuté submodelingem, měl by porovnat hodnoty posuvů nebo určitých napětí na hranicích submodelu s místy odpovídajícími globálnímu modelu. Při uvážení platnosti Saint Venantova principu musí tyto hranice vykazovat přibližně stejné hodnoty posuvů a jednotlivých napětí. [43]

9.10 Model mezních stavů objektu

Mezi základní mezní stavy (MS) náleží MS pružnosti. Jelikož se s tímto MS setkávají konstruktéři již mnoho desetiletí až staletí, jeho určení lze považovat za zvládnuté. Stejně tak MS pružnosti TMC náhrady může být pro běžná zatížení pokládán za vyřešený.

Mezi podstatné MS by se dal zahrnout MS kontaktní únavy. Ovšem muselo by docházet k nezanedbatelnému cyklickému zatěžování po dostatečně dlouhou dobu. Ukazuje se však, že u běžného pacienta MS kontaktní únavy není zásadní.

Dále lze jako méně významný uvažovat MS křehkého lomu. K lomu by mohlo dojít až při extrémním dynamickém zatížení, které není příliš časté.

Závažnější problém představuje MS vazby TMC náhrady a kostí. Dosažení tohoto MS se odvíjí především od technologie úpravy vnějších povrchů dřívku a jamky a sofistikovanost chirurgického zákroku. Při uvolnění náhrady může pacient trpět bolestmi, proto je nutná opětovná operace.

Na rozdíl od předchozích, MS soudržnosti povrchové vrstvy je aktuálním problémem, který zaměstnává mnoho odborníků. V místě maximálního 1. hlavního napětí s přičiněním dalších faktorů se DLC vrstva vydroluje. Hypotéza tohoto nežádoucího procesu je uvedena v kapitole 10.1.3. Do jisté míry se tímto problémem zabývá i tato práce.

Vyjma MS pružnosti mohou ostatní MS negativně ovlivňovat zdraví pacienta z důvodu uvolnění částic z TMC náhrady. [2], [3], [7], [8]

10 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

10.1 Presentace a analýza výsledků zjednodušeného modelu (A, B, C)

10.1.1 Vliv geometrie jamky (A)

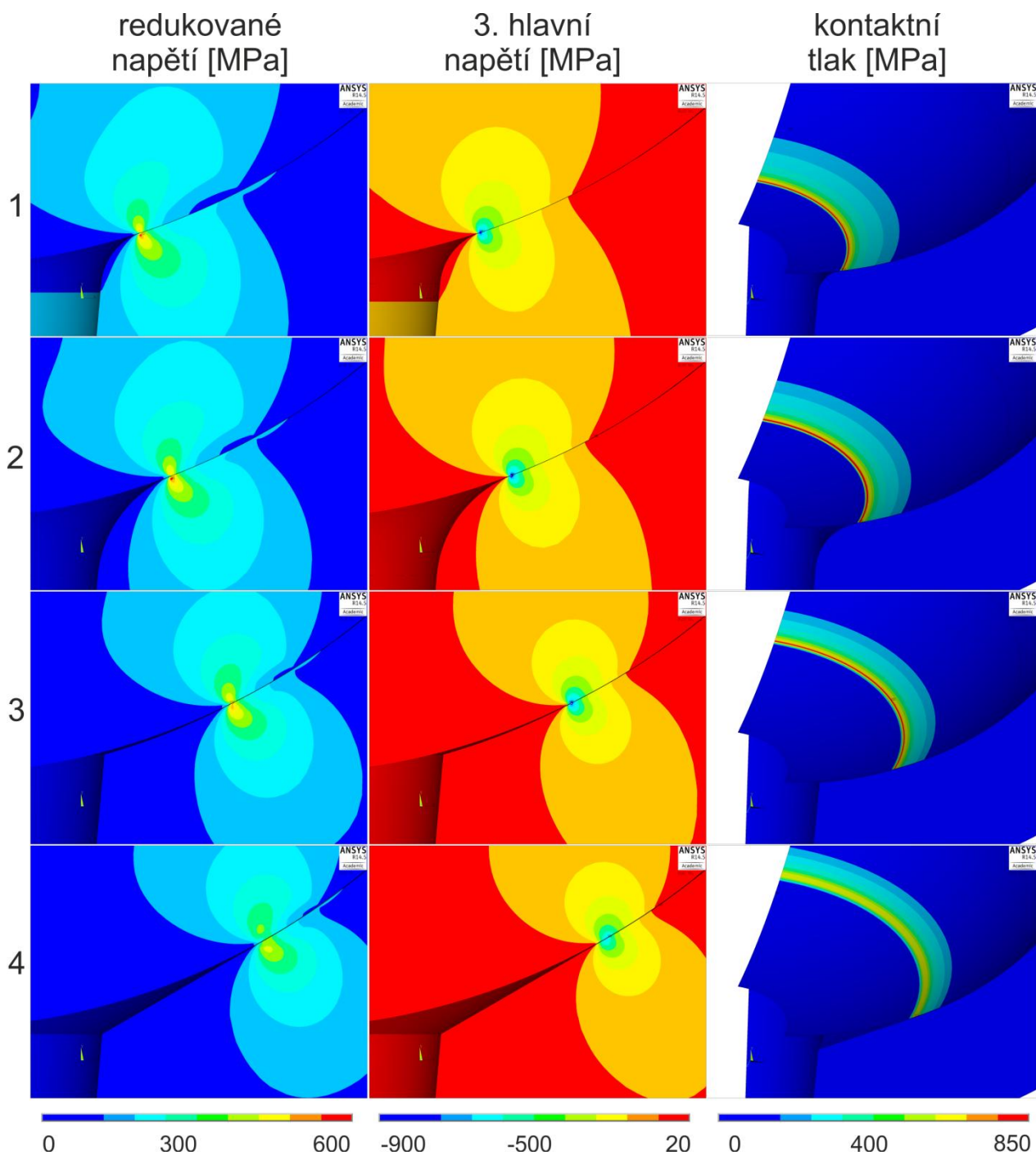
Středem zájmu je porovnat vliv čtyř různých modelů geometrie jamky, které byly prezentovány v kapitole 9.2.1. Cílem není přiblížit se absolutně přesným výsledkům, nýbrž porovnat relativní hodnoty charakterizující odezvu tělesa na zatížení. Nutno podotknout, že byl použit čtvrtinový model v důsledku splnění axisymetrických podmínek.

Tab. 10.1: Výsledné hodnoty pro odlišné modely geometrie jamky

Číslo varianty	Varianta	Redukované napětí [MPa]	3. hlavní napětí [MPa]	Kontaktní tlak [MPa]
1	Zaoblení 0,3 mm	618	-937	845
2	Zaoblení 0,6 mm	589	-955	839
3	Kulový přechod	518	-1011	834
4	Kuželový přechod	376	-669	584

Na základě výsledků v tab. 10.1 lze jednoznačně usoudit, že nejvhodnější variantou pro použití je varianta s kuželovým přechodem, protože redukované napětí i kontaktní tlak dosahují minimálních hodnot. Naopak evidentně nejhorší výsledky vykazuje varianta se zaoblením o poloměru 0,3 mm. Musí však být zdůrazněno, že varianta s kulovým přechodem skýtá určitou nepřesnost, která je dána ostrým přechodem mezi dvěma kulovými plochami o různých poloměrech křivosti. Ve skutečnosti zde neexistuje ostrý přechod, ale zaoblení, které při výpočtu nebylo uvažováno.

Na obr. 10.1 se nalézají přehled výsledných hodnot redukovaného napětí podle Trescovy podmínky, třetího hlavního napětí a kontaktního tlaku pro všechny čtyři varianty modelů geometrie jamky. U všech variant jsou okrajové podmínky totožné. Detaily jsou uvedeny v kapitolách 9.4 a 9.5.

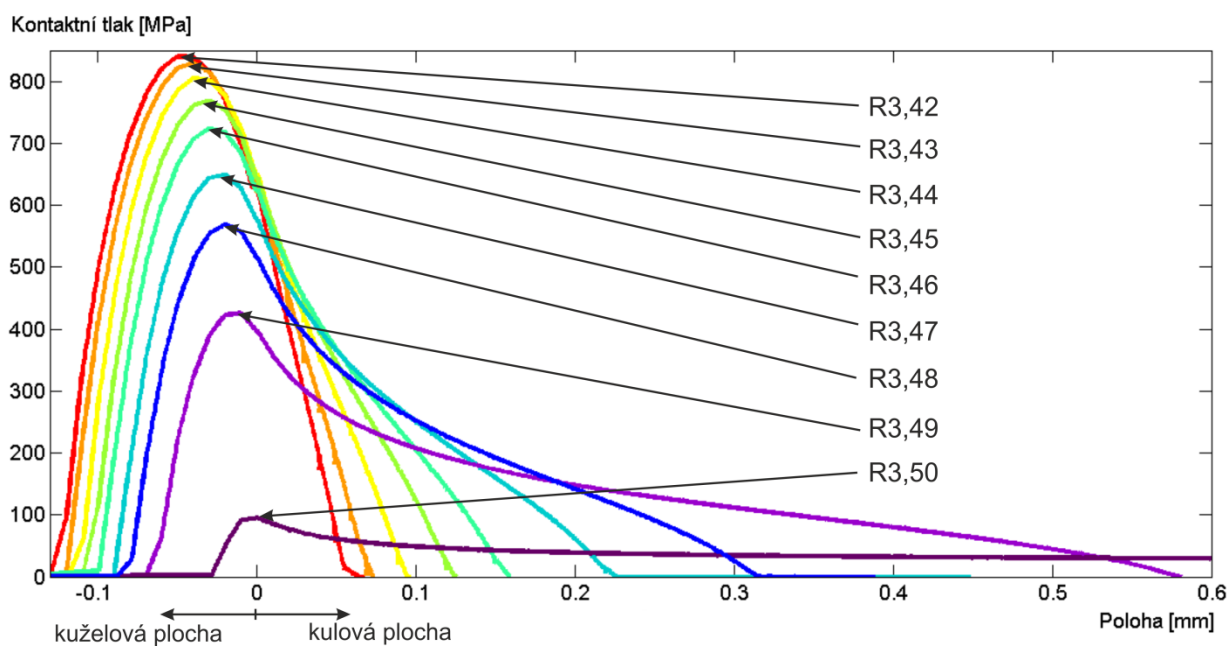


Obr. 10.1: Výsledky pro různé modely geometrie jamky

10.1.2 Vliv velikosti kulové plochy hlavice (B)

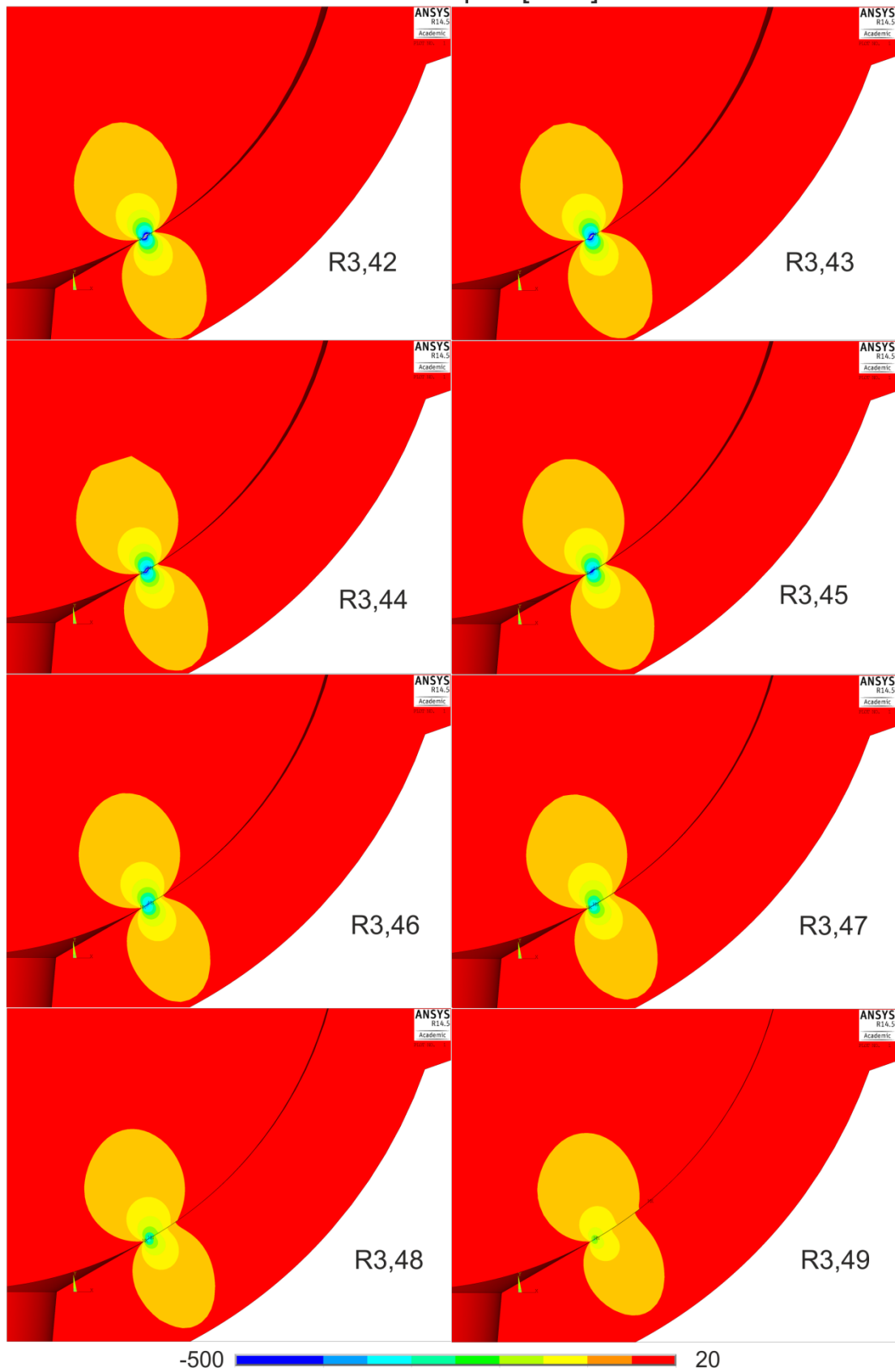
Dá se předpokládat, že zásadní roli ve vztahu k deformaci a napjatosti sehrává relace mezi rozměry kulových ploch hlavice a jamky. Byla provedena analýza vlivu změny poloměru kulové plochy hlavice při neměnných rozměrech jamky s kuželovým přechodem. Následující graf prezentuje závislost kontaktního tlaku na poloze na povrchu jamky. Záporné hodnoty polohy (na vodorovné ose) se vztahují ke kuželové ploše, kladné hodnoty znamenají polohu na kulové ploše a hodnota 0 představuje tečné navázání mezi nimi.

Z grafu na obr. 10.2 lze vysledovat, že maximální hodnota kontaktního tlaku se téměř vždy vyskytuje v těsné blízkosti přechodu mezi kuželovou a kulovou plochou. Zatímco při významnější vůli, tedy při menších poloměrech hlavice, nedochází ke zdatelné změně maximálního kontaktního tlaku, mezi poloměry R3,49 a R3,50 jsou rozdíly značné. Například vzhledem k poloměru R3,42 dosahuje poloměr R3,49 přibližně poloviční maximální hodnoty kontaktního tlaku a poloměr R3,50 dokonce osminové hodnoty. Optimální je tedy pohybovat se mezi rozměry R3,49 a R3,50.

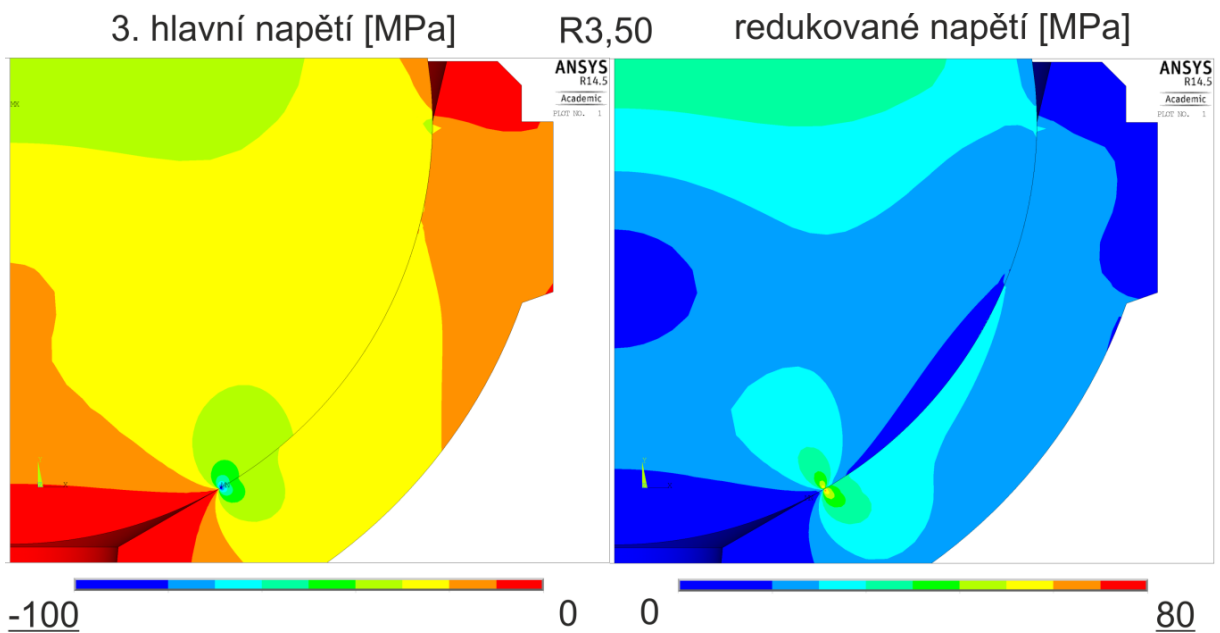


Obr. 10.2: Kontaktní tlak vynesný po cestě na povrchu jamky pro různé velikosti kulové plochy hlavice

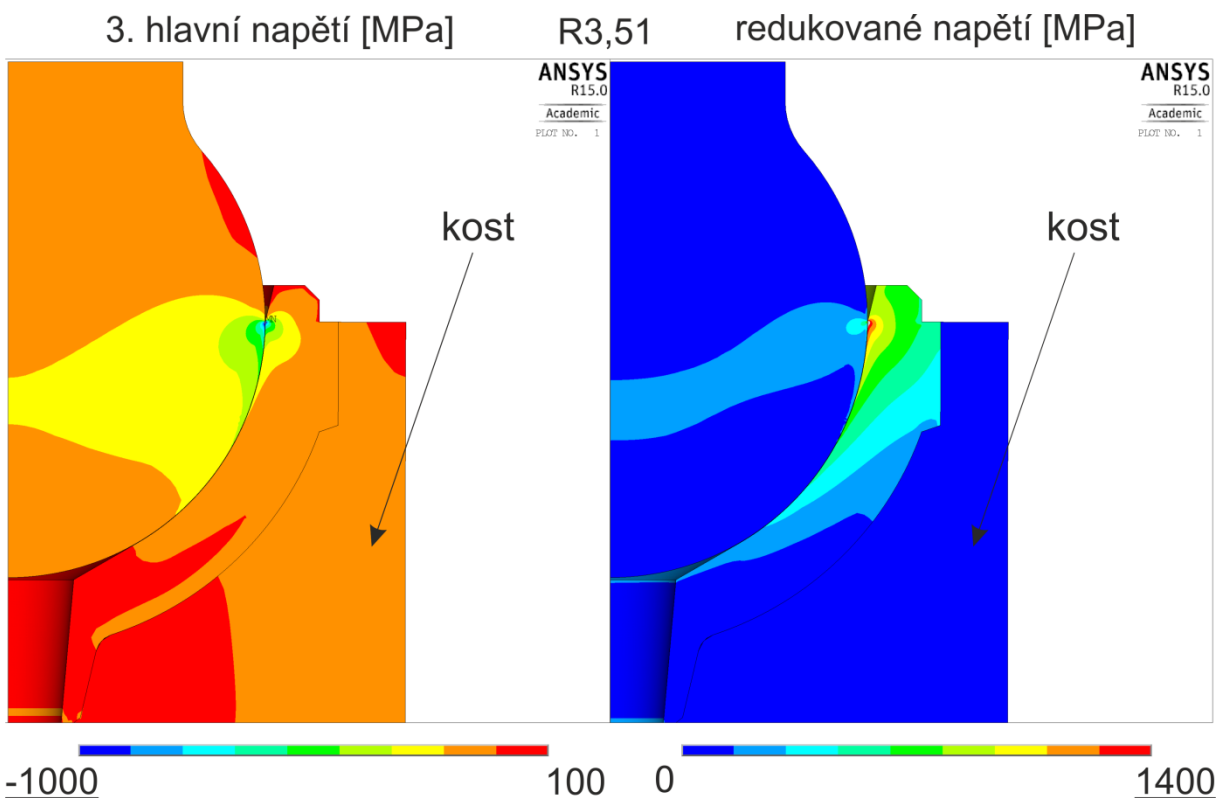
3. hlavní napětí [MPa]



Obr. 10.3: Znáznění 3. hl. napětí pro různé velikosti kulové plochy hlavice



Obr. 10.4: Výsledky pro velikost kulové plochy hlavice R3,50 (přesné uložení)



Obr. 10.5: Výsledky pro velikost kulové plochy hlavice R3,51 (uložení s přesahem)

Co se týká poloměrů kulové plochy hlavice R3,42 až R3,49, podle obr. 10.3 jsou všechny výsledky variant zobrazitelné pomocí jednotné barevné škály. Varianty R3,50 a R3,51 musí být zobrazeny individuálně, poněvadž napětí u nich dosahují řádově odlišných hodnot. Varianta R3,50 naprosto jednoznačně znamená nejnižší extrémní hodnoty redukovaného

napětí a kontaktního tlaku. Teoreticky je tedy nejvhodnější pro použití. Stačí ovšem nepatrný přesah, který u varianty R3,51 zapříčiňuje diametrálně odlišné hodnoty.

Zaprvé musí být zdůrazněno, že u varianty R3,51 je zahrnuta část kosti, aby bylo dosaženo lepšího přiblížení realitě. U této varianty totiž, na rozdíl od všech ostatních, zásadně ovlivňuje deformaci a napjatost jamky kost, v níž je jamka ukotvena. Vlivem přesahu má jamka potřebu se radiálně deformovat, na čemž se právě výrazně podílí materiál kosti. Dále nesmí být opomenuty odlišné okrajové podmínky. Uzlům na celé spodní ploše kosti jsou zamezeny posuvy ve všech směrech. Symetrické okrajové podmínky zůstávají obdobné jako u ostatních variant.

Model materiálu kostní tkáně byl u tohoto výpočtového modelu zvolen nepatrně poddajnější než kortikální kost, protože jamka bývá uložena v obou typech kostní tkáně, ale v radiálním směru jamky převládá vliv kortikální kosti. Materiálové charakteristiky mají hodnoty $E = 15\,000\text{ MPa}$ a $\mu = 0,25$. Vzhledem k faktu, že jde o lineárně elastický model materiálu, je patrné, že u varianty R3,51 by došlo v oblasti maximálního redukovaného napětí k plastifikaci materiálu. Vlivem přerozdelení napětí by se však hodnoty mírně změnily.

10.1.3 Vliv tenké vrstvy na hlavici (C)

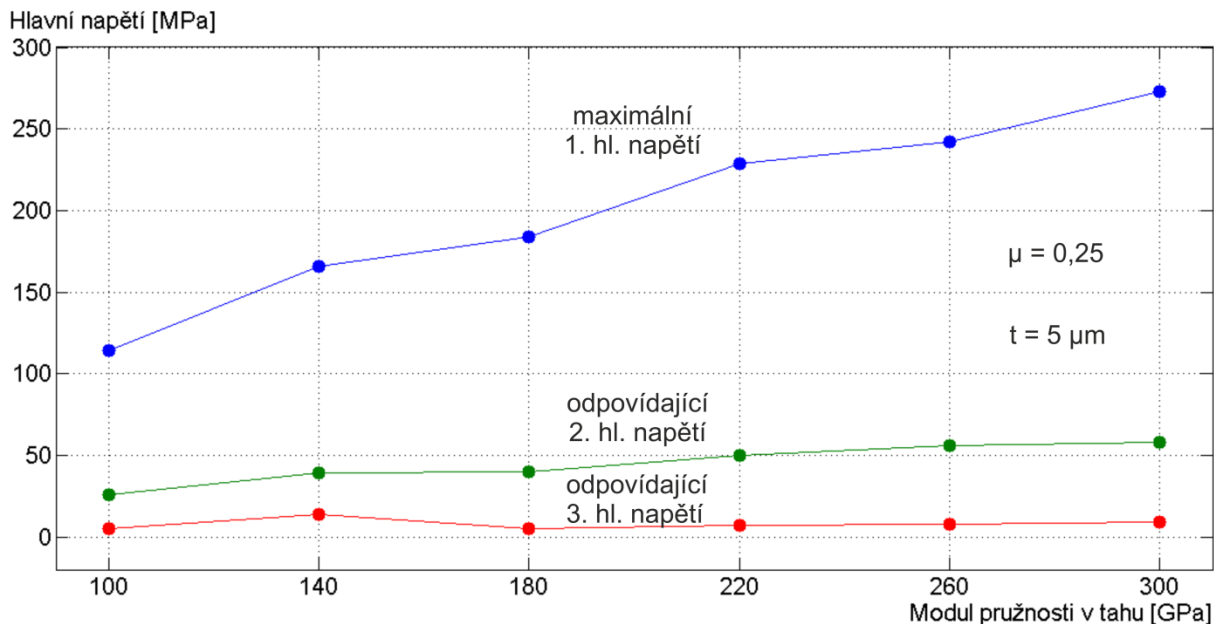
Tab. 10.2 a tab. 10.3 dávají podstatné informace o vyšetřování závislosti odezvy – zde 1. hl. napětí – na proměnných parametrech tenké vrstvy.

Tab. 10.2: Proměnné parametry tenké vrstvy

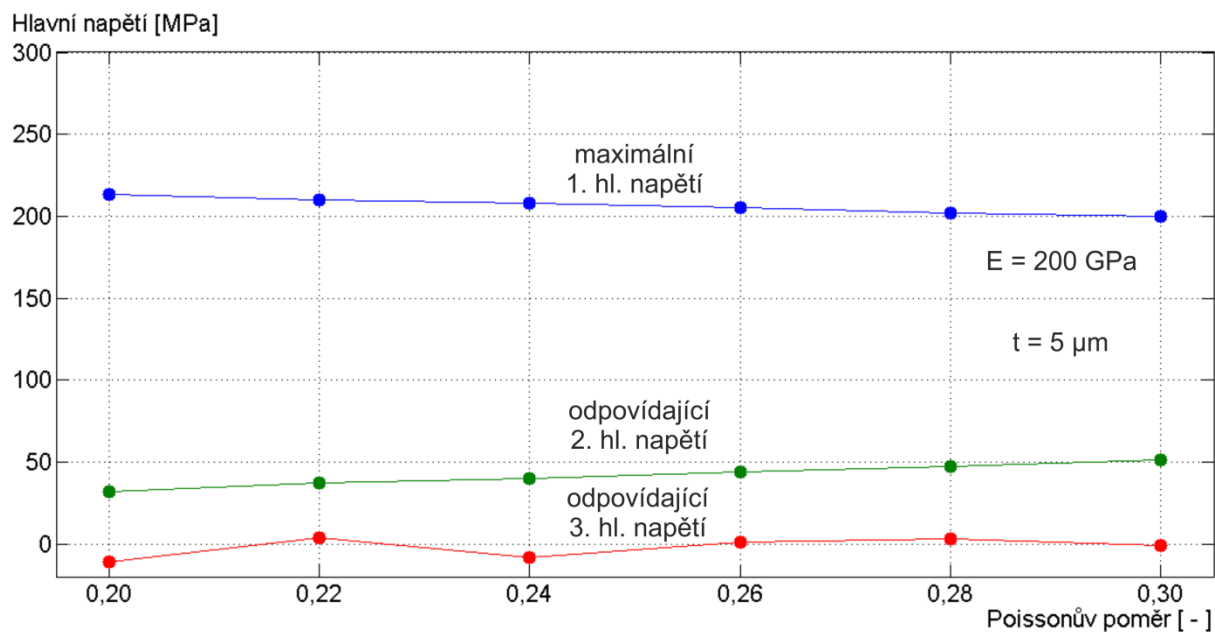
Modul pružnosti v tahu E [GPa]	100	140	180	220	260	300
Poissonův poměr μ [-]	0,20	0,22	0,24	0,26	0,28	0,30
Tloušťka vrstvy t [μm]	2	3	4	5	6	7

Tab. 10.3: Proměnné versus konstanty při analýze tenké vrstvy

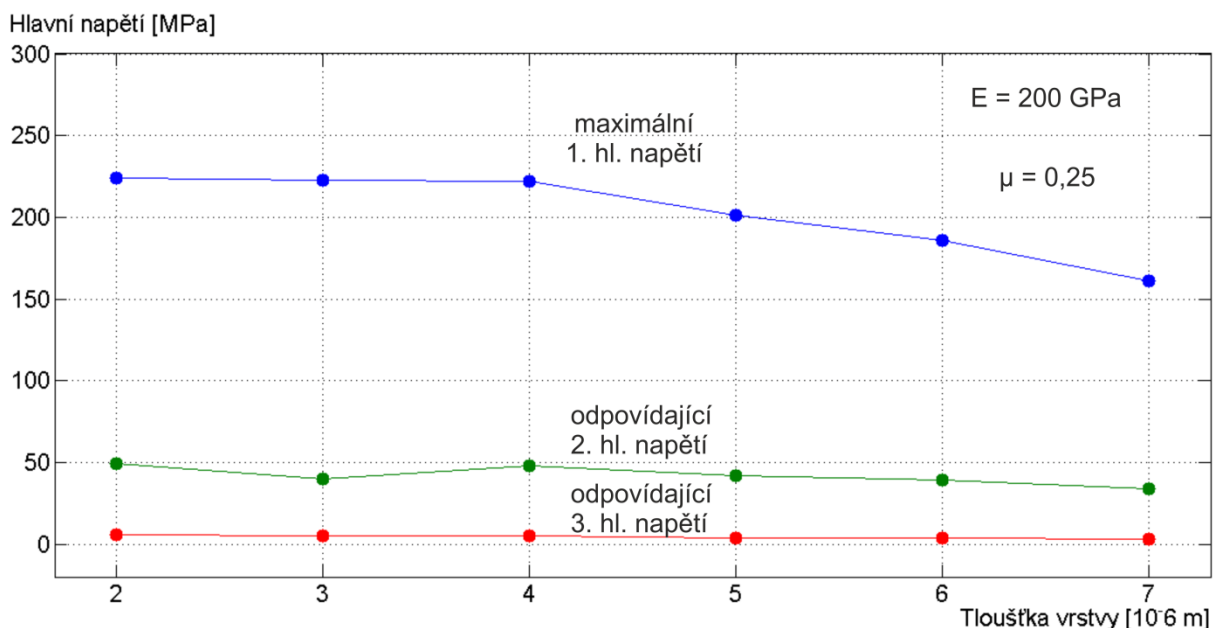
Proměnná	Konstanty	
E	$\mu = 0,25$	$t = 5\ \mu\text{m}$
μ	$E = 200\text{ GPa}$	$t = 5\ \mu\text{m}$
t	$\mu = 0,25$	$E = 200\text{ GPa}$



Obr. 10.6: Závislost max. 1. hl. napětí a jemu odpovídajících dalších hl. napětí na modulu pružnosti v tahu tenké vrstvy



Obr. 10.7: Závislost max. 1. hl. napětí a jemu odpovídajících dalších hl. napětí na Poissonově poměru tenké vrstvy



Obr. 10.8: Závislost max. 1. hl. napětí a jemu odpovídajících dalších hl. napětí na tloušťce tenké vrstvy

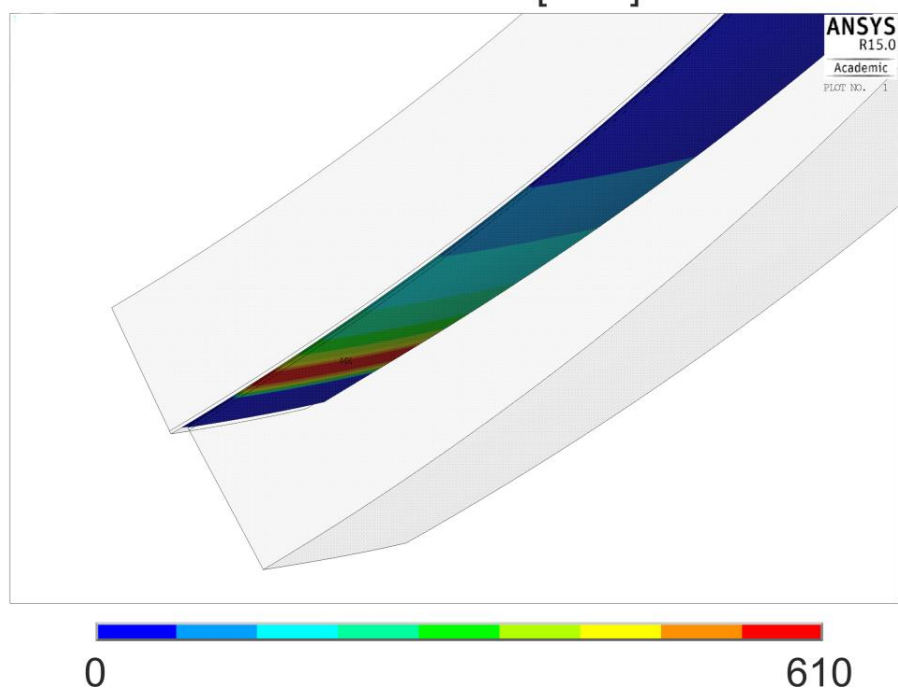
Grafy na obr. 10.6-10.8 jsou zdrojem poměrně jednoznačných závislostí maximálního 1. hl. napětí a jemu odpovídajících dalších hl. napětí na proměnných parametrech tenké vrstvy. Až na výjimky se dá konstatovat, že u všech kombinací se v místě maximálního 1. hl. napětí nachází dvojosá tahová napjatost. Toto místo leží na povrchu hlavice těsně vedle kontaktu s jamkou. S rostoucím modulem pružnosti v tahu tenké vrstvy rapidně narůstá i maximální 1. hl. napětí. S rostoucím Poissonovým poměrem tenké vrstvy od hodnoty 0,20 do 0,30 (Poissonův poměr modelu materiálů hlavice a jamky činí 0,30) 1. hl. napětí mírně klesá. Se zvětšující se tloušťkou tenké vrstvy se 1. hl. napětí snižuje razantněji.

Na základě závislostí prezentovaných výše byla stanovena kombinace vstupních parametrů (tab. 10.4) způsobující extrémní hodnotu 1. hl. napětí.

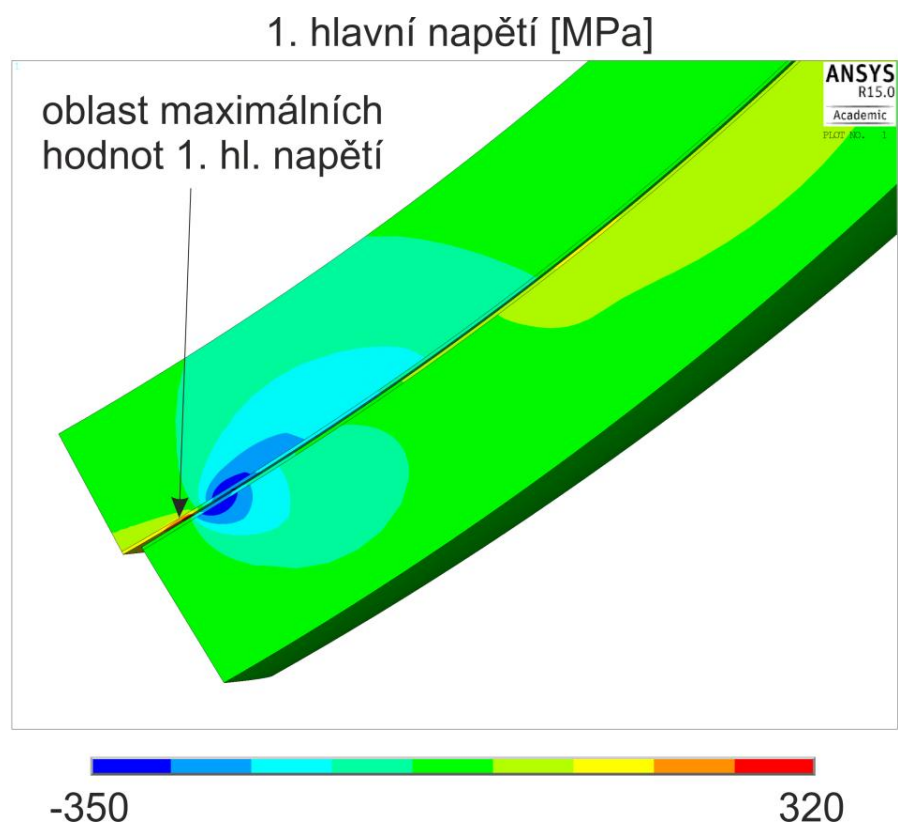
Tab. 10.4: Kombinace vstupních parametrů způsobující extrémní hodnotu 1. hl. napětí

E [MPa]	μ [-]	t [μm]
300	0,20	3

Výsledky pro extrémní kombinaci vstupních parametrů
kontaktní tlak [MPa]

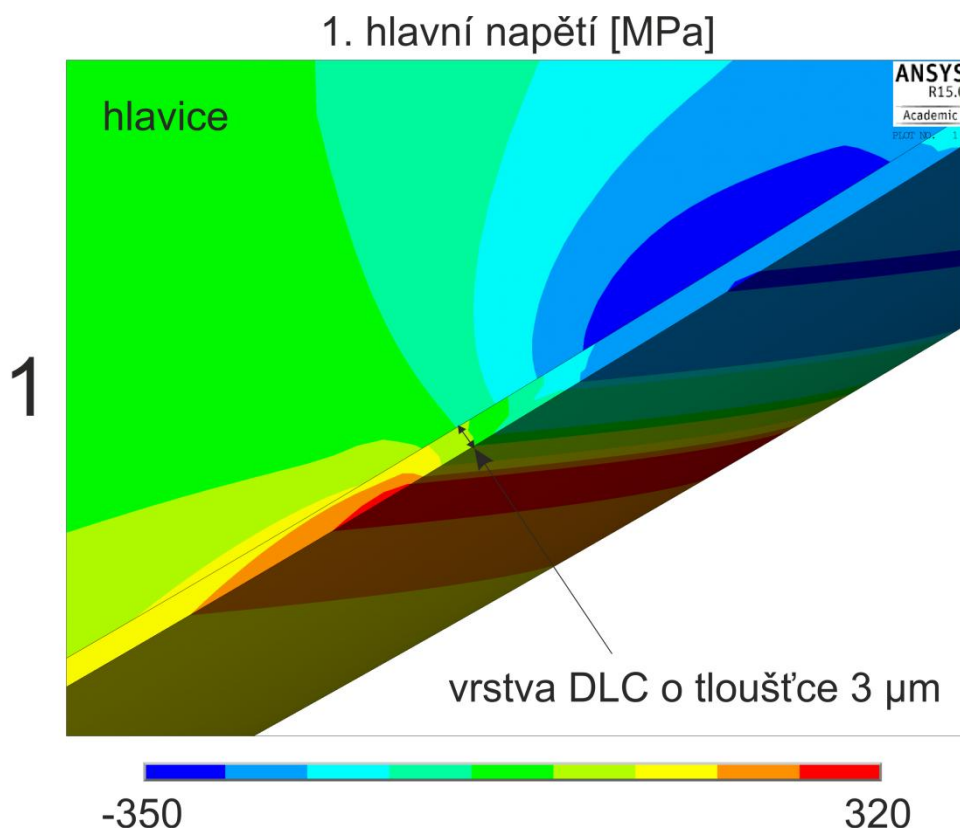


Obr. 10.9: Rozložení kontaktního tlaku při uvažování tenké vrstvy u submodelu



Obr. 10.10: Rozložení 1. hl. napětí při uvažování tenké vrstvy u submodelu

Z obr. 10.9 plyne, že kontakt mezi hlavicí a jamkou se odehrává pouze v rámci submodelu a nepřesahuje jeho hranice. Tím pádem velikost submodelu a jeho umístění byly zvoleny poměrně vhodně. Na druhou stranu obr. 10.11 ukazuje rozložení 1. hl. napětí a oblast výskytu jeho maximálních hodnot, které se nachází na povrchu hlavice.



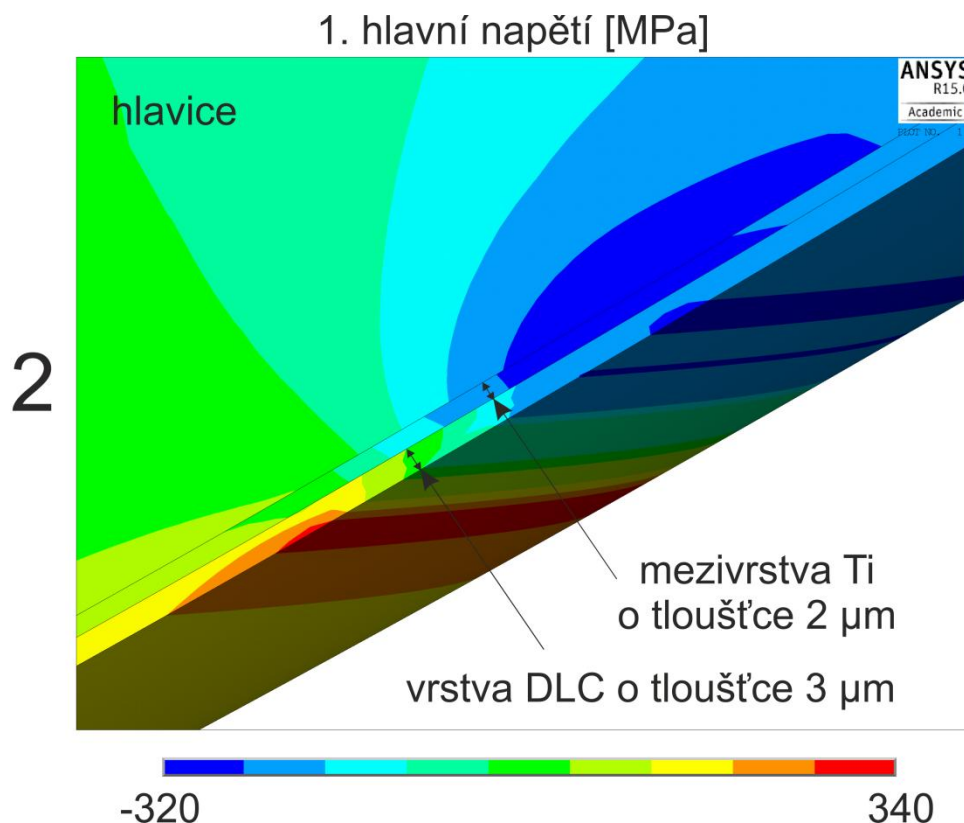
Obr. 10.11: Detail rozložení 1. hl. napětí na povrchu hlavice s uvažováním DLC vrstvy

Obr. 10.11 předkládá detailní pohled na rozložení 1. hl. napětí na povrchu hlavice, který je tvořen tenkou vrstvou o tloušťce $3\ \mu\text{m}$. Jiný obrázek, který zde uveden není, dokládá, že směr 1. hl. napětí v oblasti jeho maximálních hodnot na povrchu hlavice je tečný s povrchem a zároveň leží v rovině meridiánového řezu. Tento fakt by mohl být klíčový při posuzování MS soudržnosti tenké vrstvy.

Hypotéza porušování soudržnosti DLC vrstvy

Nedávno byla výrobcem předložena hypotéza pokoušející se vysvětlit nežádoucí odlupování DLC vrstvy. Při technologickém procesu výroby dochází k nanášení DLC vrstvy o přibližné tloušťce $3\ \mu\text{m}$. Mezi slitinou CoCrMo a DLC vrstvou se z důvodu lepší přilnavosti nachází ještě Ti mezivrstva o tloušťce cca $2\ \mu\text{m}$. Ukazuje se, že DLC vrstva obsahuje póry, které v určitém procentu případů umožňují pronikání tělních tekutin až na povrch Ti mezivrstvy. Při styku s Ti pravděpodobně nastává chemická reakce mající za následek vznik druhotných látek o vyšším objemu. Navíc vyvstává domněnka, že tomuto fenoménu předchází koroze

základního materiálu. Pravděpodobně svou roli sehrála také technologická chyba v dodávce. Jak ukazují výsledky s uvažováním DLC, avšak bez Ti, na artikulacním povrchu hlavice se objevuje oblast s výrazným tahovým napětím. Právě objemová roztažnost druhotných látek Ti zřejmě přispívá k dalšímu navýšení tahového napětí, což postačuje pro porušení soudržnosti DLC a Ti mezivrstvy.

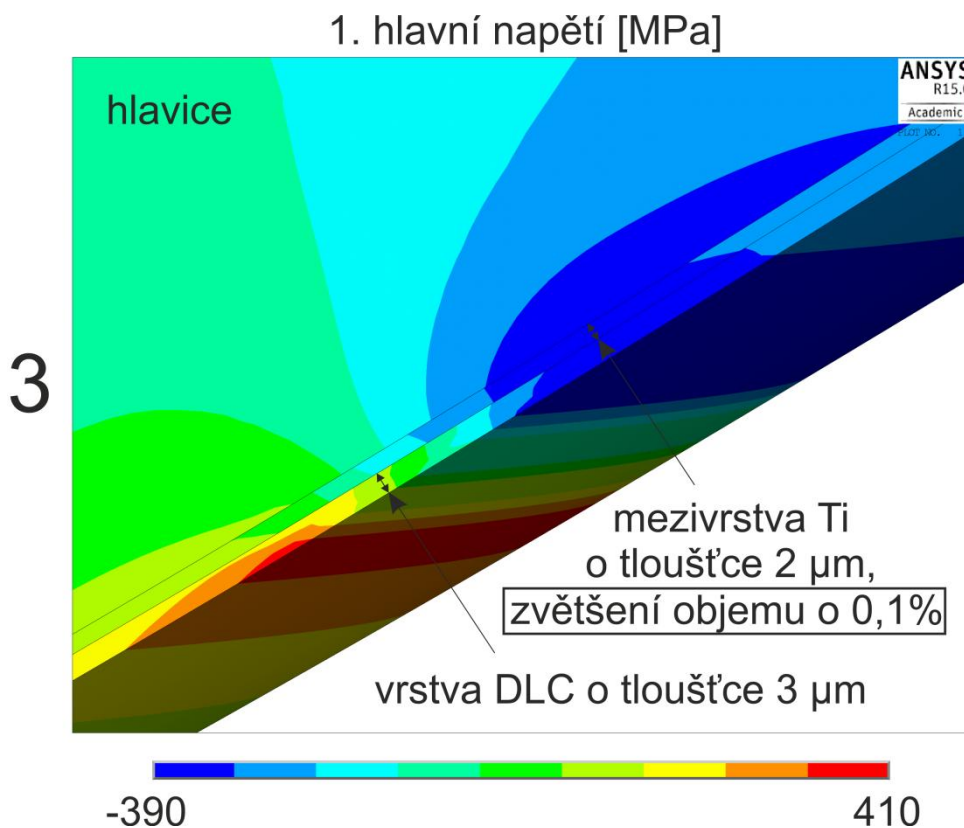


Obr. 10.12: Detail rozložení 1. hl. napětí na povrchu hlavice s uvažováním DLC vrstvy a Ti mezivrstvy

Původně bylo zamýšleno analyzovat jen náhradu s uvažováním DLC vrstvy (varianta č. 1). Po nabytí informací o přítomnosti Ti mezivrstvy a pravděpodobném zvětšení jejího objemu byly analyzovány také varianty č. 2 a 3. Ukazuje se, že existence Ti mezivrstvy sama o sobě mírně zvyšuje maximální 1. hl. napětí (obr. 10.12). Objemové zvětšení Ti mezivrstvy maximální 1. hl. dále navyšuje (obr. 10.13). Nesmí být opomenuto, že zde modelovaná objemová změna 0,1 % je pouze ilustrativní. Z časových důvodů je uvedena pouze tato analýza. Dá se očekávat, že objemová změna mezivrstvy je ve skutečnosti významnější, a tím pádem se mění i rozložení napětí v oblasti DLC vrstvy, Ti mezivrstvy a jejich okolí.

Ač to nemusí být zřejmé, varianta č. 3 zahrnující objemovou změnu se stala pro autora vzorem pro budoucí modelování objemové roztažnosti pomocí změny teploty. Nejprínosnější je fakt, že podobný postup lze aplikovat při modelování objemové roztažnosti u jakéhokoli objektu.

Porovnáním obr. 10.11-10.13 se ukazuje, že přítomností Ti mezivrstvy narůstá maximální hodnota 1. hl. napětí v řádu jednotek procent. Pokud se v souvislosti s chemickou reakcí Ti mezivrstvy s tělními tekutinami zvýší objem mezivrstvy, zde o 0,1 %, dojde k dalšímu, ještě výraznějšímu navýšení 1. hl. napětí. Tímto se zvyšuje riziko odlupování tenké vrstvy.

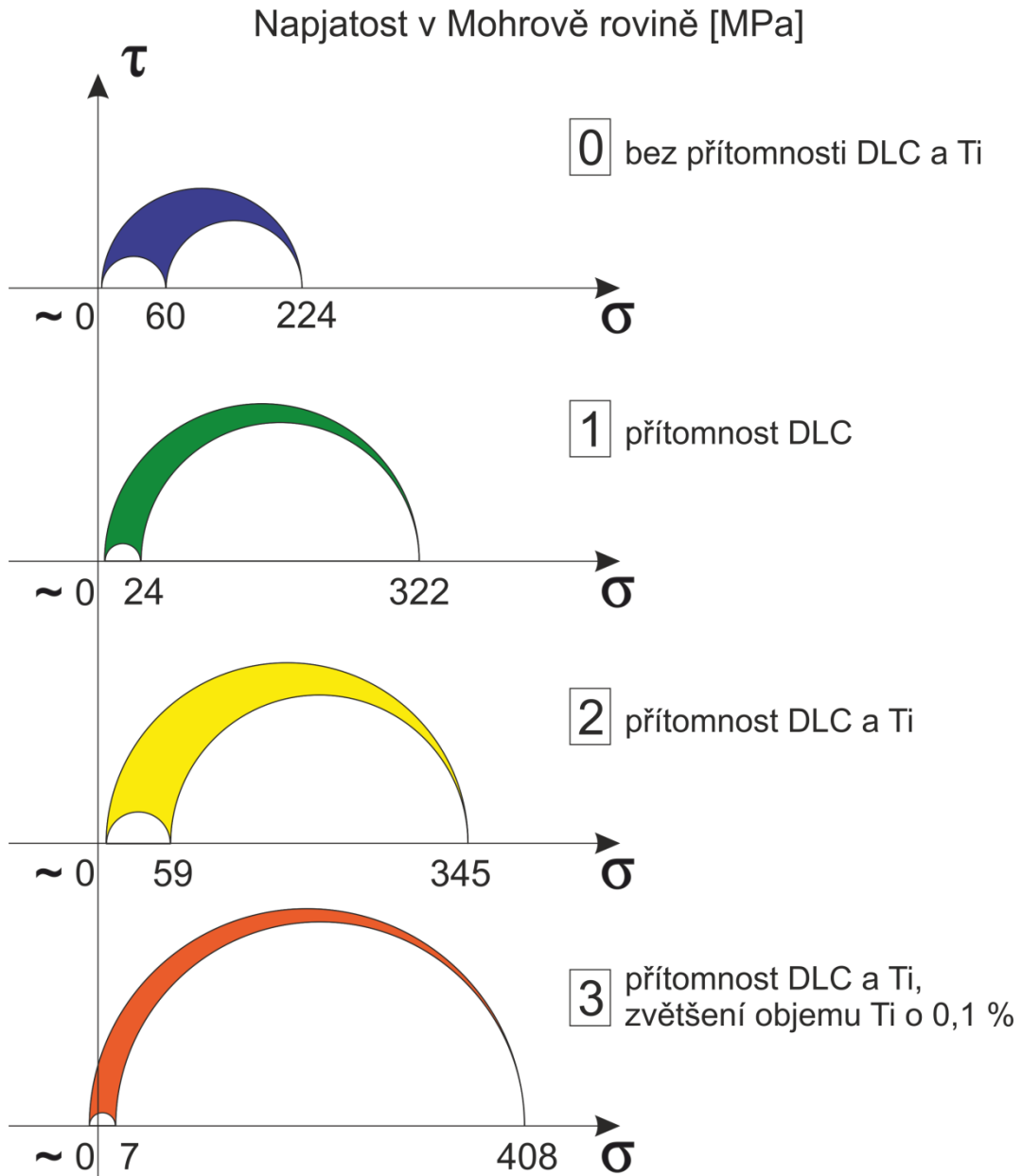


Obr. 10.13: Detail rozložení 1. hl. napětí na povrchu hlavice s uvažováním DLC vrstvy a Ti mezivrstvy s objemovou změnou

Otázky řešení MS týkajících se tenké vrstvy

Pokud jde o MS soudržnosti tenké vrstvy, ani v dnešní době není tento problém zcela vyřešen. Objevuje se totiž řada otázek, které jistě tento MS ovlivňují, ale nejsou úplně zodpovězeny. Řešitel musí disponovat znalostmi struktury materiálů, způsobu jejich spojení, deformačně napěťových stavů na mikroúrovni a mnoha dalších záležitostí. V neposlední řadě je třeba uvědomit si, zda je porušování v souladu s deterministickým nebo stochastickým principem.

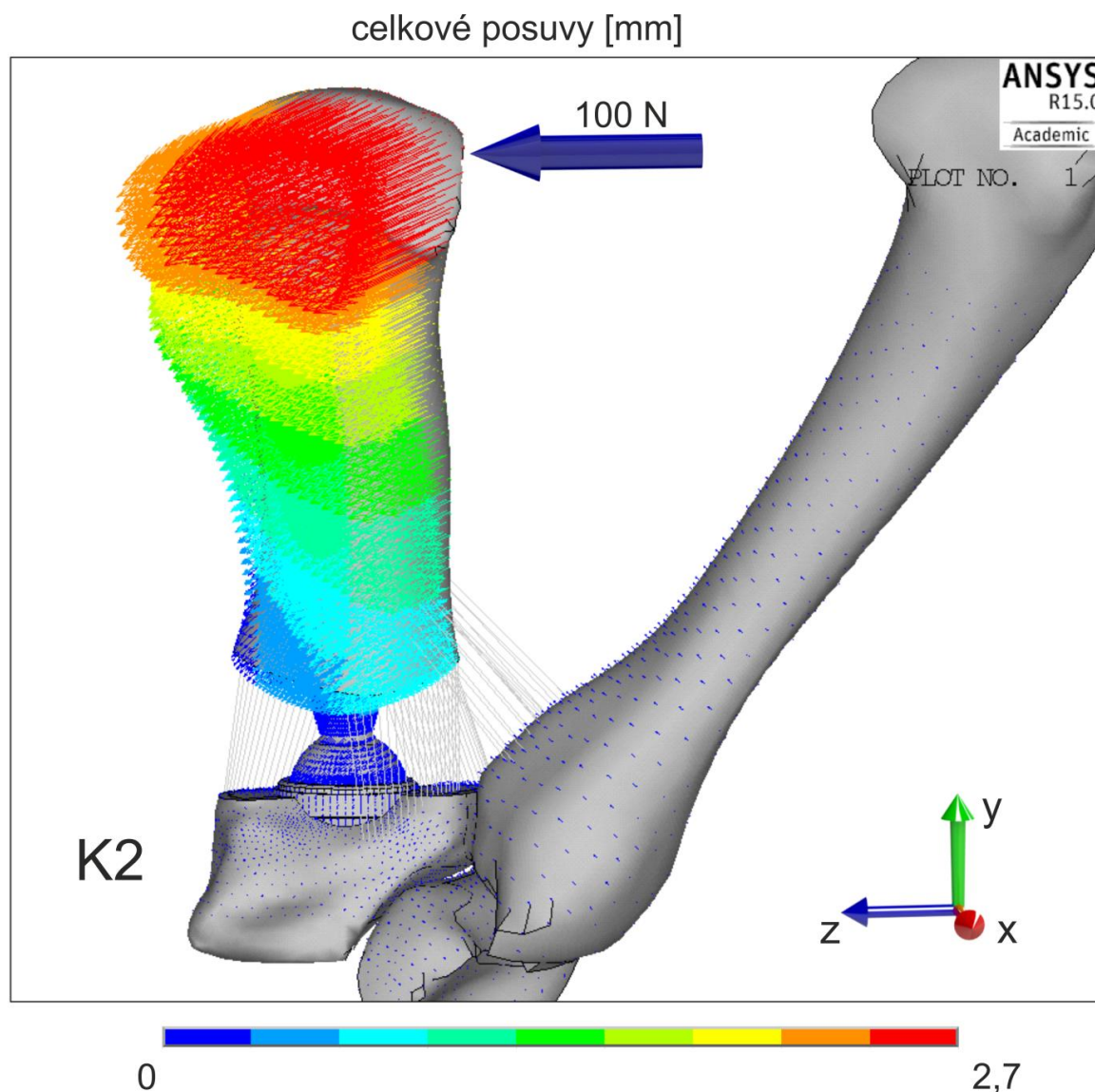
U výše uvedených variant č. 1, 2, 3 se ukazuje, že maximální hodnota 1. hl. napětí leží na povrchu hlavice. To se ovšem nemusí týkat větší objemové změny Ti mezivrstvy, která zde již uvedena není. Jestliže jsou ale v úvahu vzaty prezentované výsledky, lze se zabývat vznikem křehkého lomu pouze v rámci DLC vrstvy. MS křehké pevnosti je možno posuzovat dvěma rovnocennými způsoby, a to pomocí lomové mechaniky nebo podmínky křehké pevnosti MOS. Předpokladem nutným pro použití druhé metody je chování daného materiálu v křehkém stavu. Lomově mechanický přístup vyžaduje zavedení trhliny o vhodné velikosti.



Obr. 10.14: Znárodnění napjatosti v Mohrově rovině pro čtyři odlišné varianty v místě maximálního 1. hl. napětí

Obr. 10.14 předkládá změnu velikosti hlavních napětí v místě maximální hodnoty 1. hl. napětí. To vše při zvyšování úrovně výpočtového modelu od základního materiálu až po uvažování přítomnosti DLC vrstvy a Ti mezivrstvy s malou objemovou změnou. Sledované místo se nachází zcela na povrchu hlavice. Napjatost je ve všech případech patrně dvouosá nerovnoměrná tahová. 1. hl. napětí postupně roste, a to od varianty č. 0 téměř až na dvojnásobek u varianty č. 3. Otázkou zůstává, jak se změní místo největšího 1. hl. napětí a napjatost v tomto místě při výraznější objemové změně Ti mezivrstvy. Toto je jedna ze záležitostí, které by mohly být zodpovězeny v diplomové práci podobného tématu.

10.2 Prezentace a analýza výsledků náhrady TMC skloubení (D)

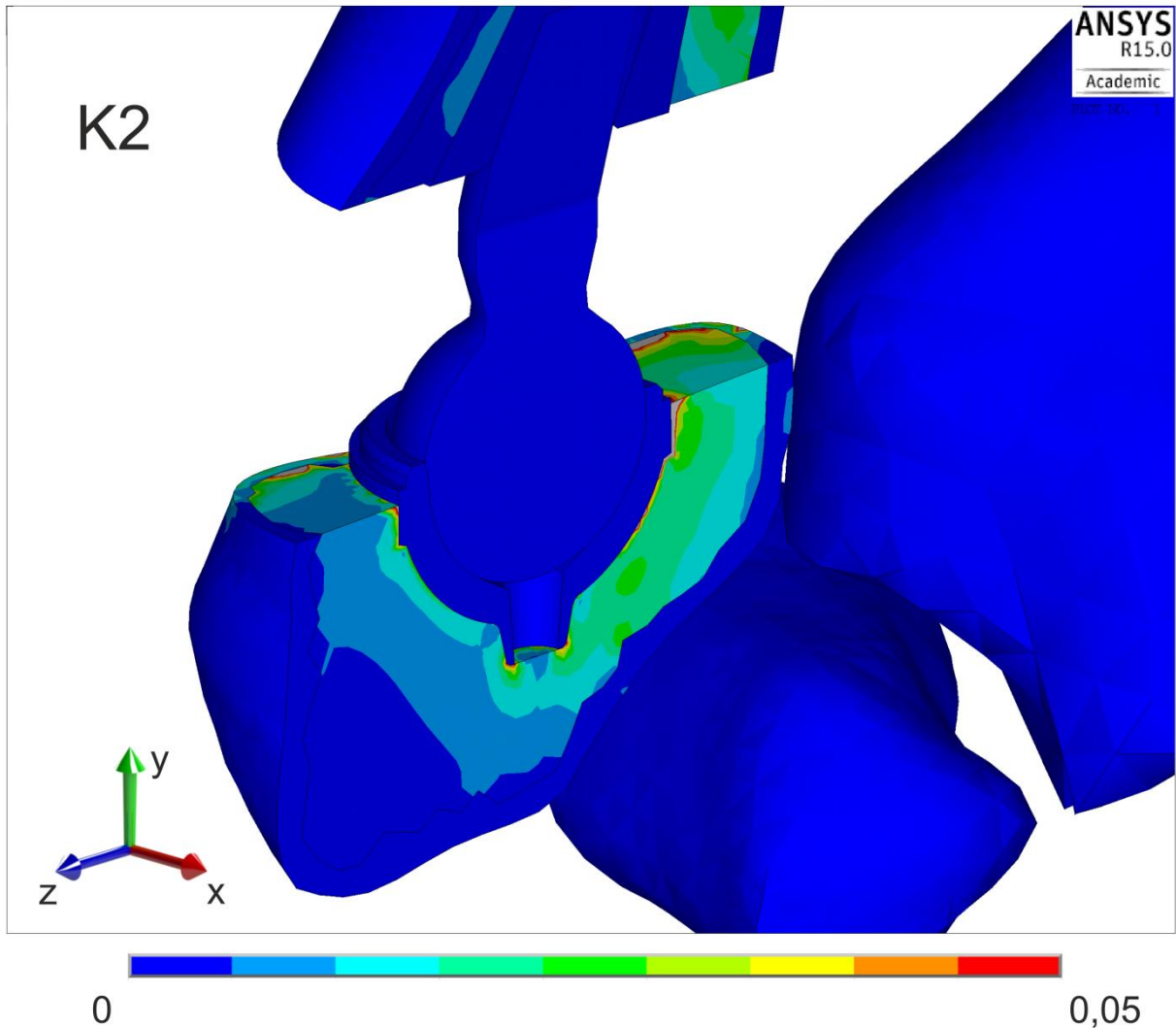


Obr. 10.15: Celkové posuvy ilustrované na konfiguraci K2

Pro ilustraci celkových posuvů byla zvolena konfigurace K2. Maximální posuv dosahuje hodnoty cca 2,7 mm, což v očích výpočtáře znamená přiměřenou reakci na dané zatížení. Právě kontrola posuvů by měla být prvním krokem při přezkoumání správnosti výsledků. Napovídá totiž, zda se model chová podle očekávání.

Na základě článku [44] využívajícího poznatky tzv. Frostovy teorie je dále provedeno hodnocení stavu kostní tkáně jako důsledek zatěžování. Obr. 10.16 sice předkládá nejvyšší hodnoty redukovaného přetvoření podle podmínky HMH okolo 0,050, ale tato vysoká hodnota je pravděpodobně způsobena nevhodným tvarem prvků v dané oblasti. Autor odhaduje maximální hodnoty přibližně 0,005-0,010. I tak se ale podle tab. 10.5 lokálně jedná o přetěžování kostní tkáně. Velikost zatížení je zde definována 100 N, což v reálném životě není běžnou záležitostí.

redukované pretvoření [-]



Obr. 10.16: Celkové redukované pretvoření ilustrované na konfiguraci K2

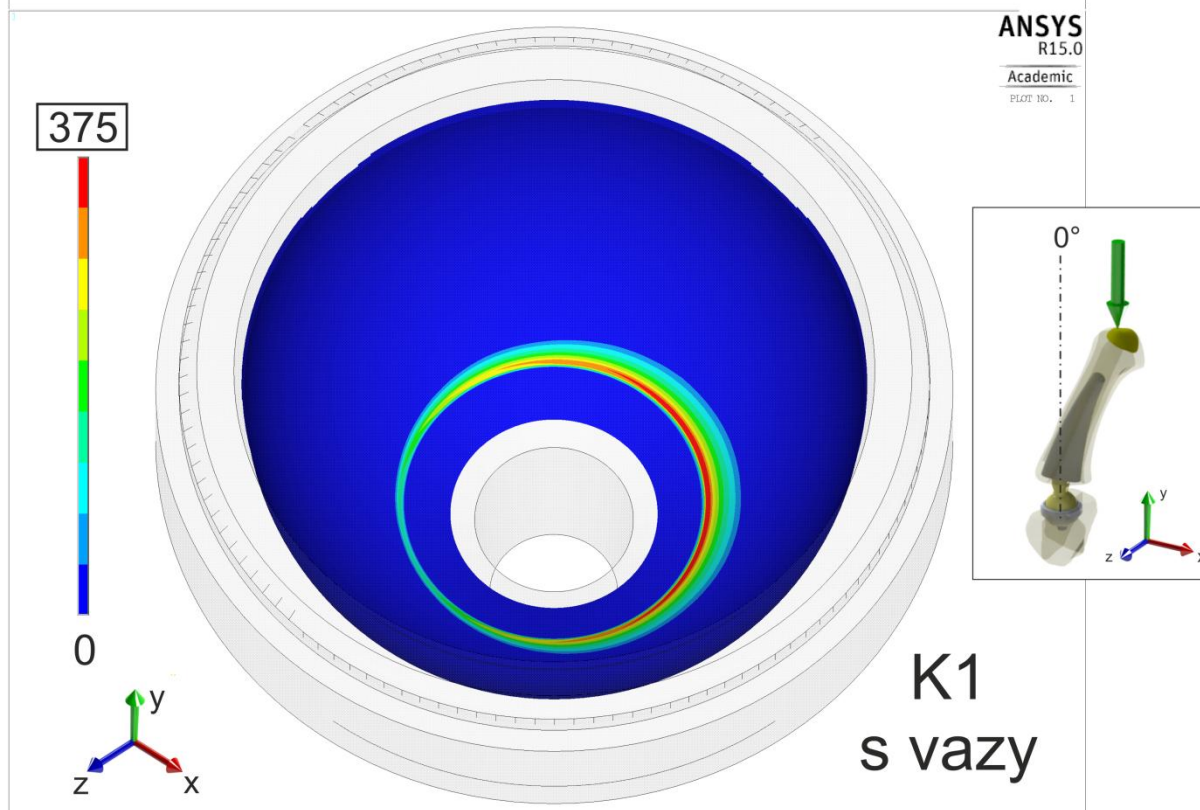
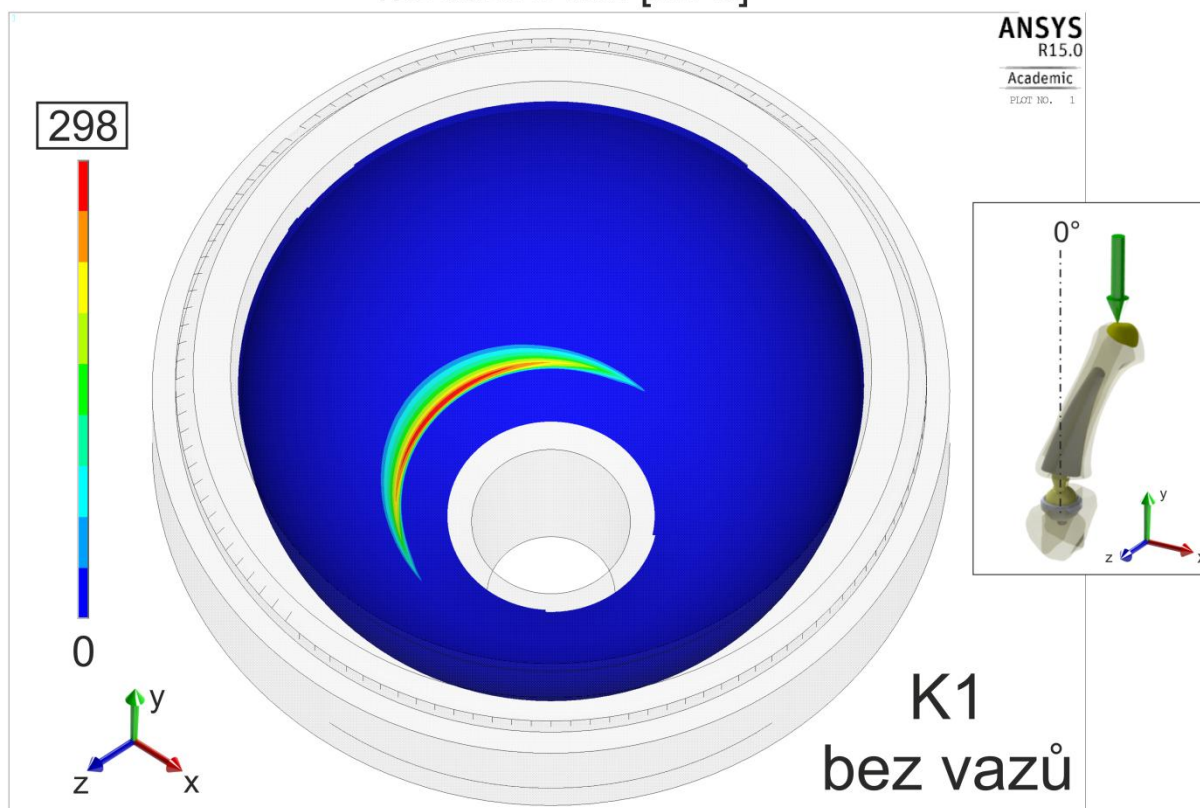
Tab. 10.5: Remodelace kostní tkáně podle Frostovy teorie [44]

Rozsah redukovaného pretvoření ε [-]	0,000-0,001	0,001-0,003	0,003 a více
Zatěžování	Nedostatečné	Fyziologické	Nadměrné
Stav kostní tkáně	Úbytek tkáně	Ustálený stav	Nárůst tkáně

10.3 Prezentace a analýza výsledků náhrady s využitím submodelingu (D)

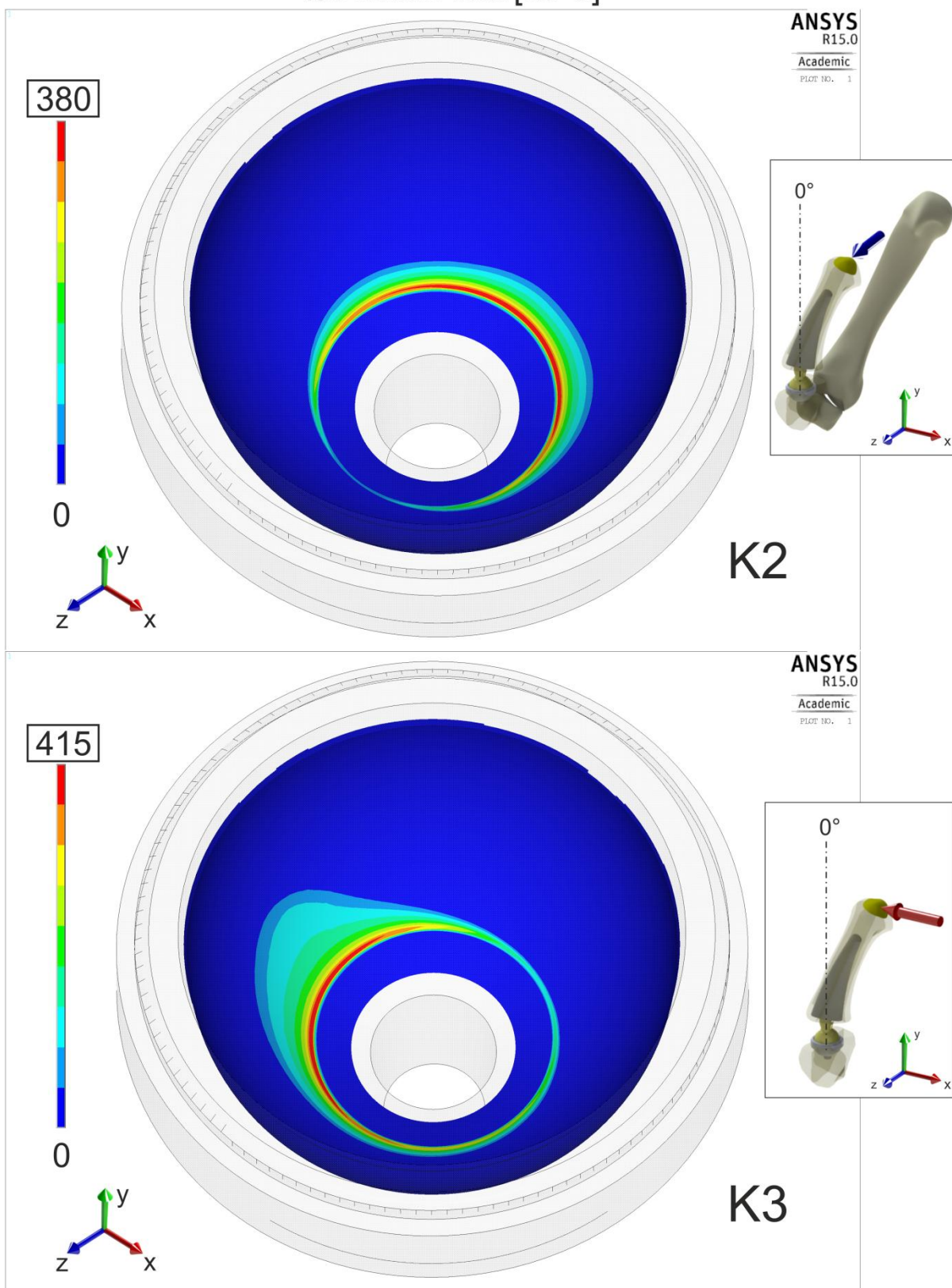
Na následujících stranách jsou prezentovány a analyzovány výsledné kontaktní tlaky pro všechny uvedené konfigurace. Z důvodu velmi rozdílných maximálních hodnot kontaktních tlaků jsou výsledky prezentovány v patřičných měřítkách.

kontaktní tlak [MPa]



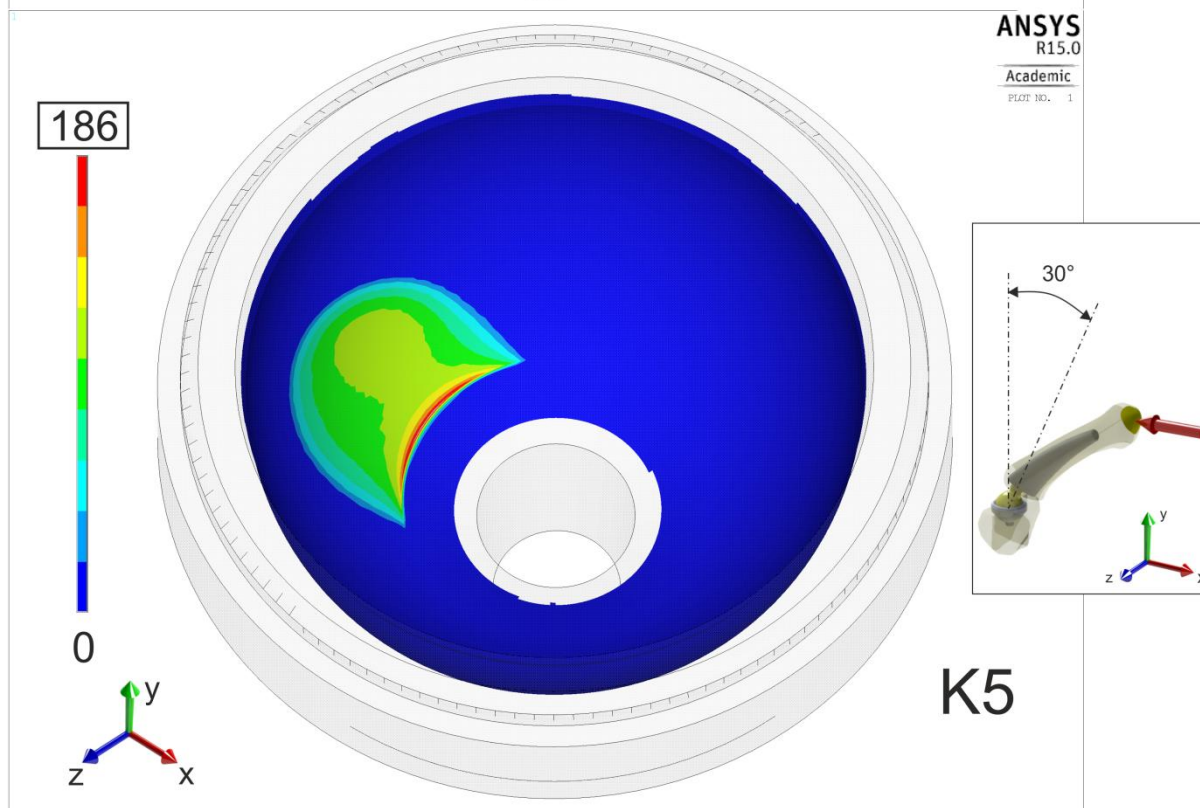
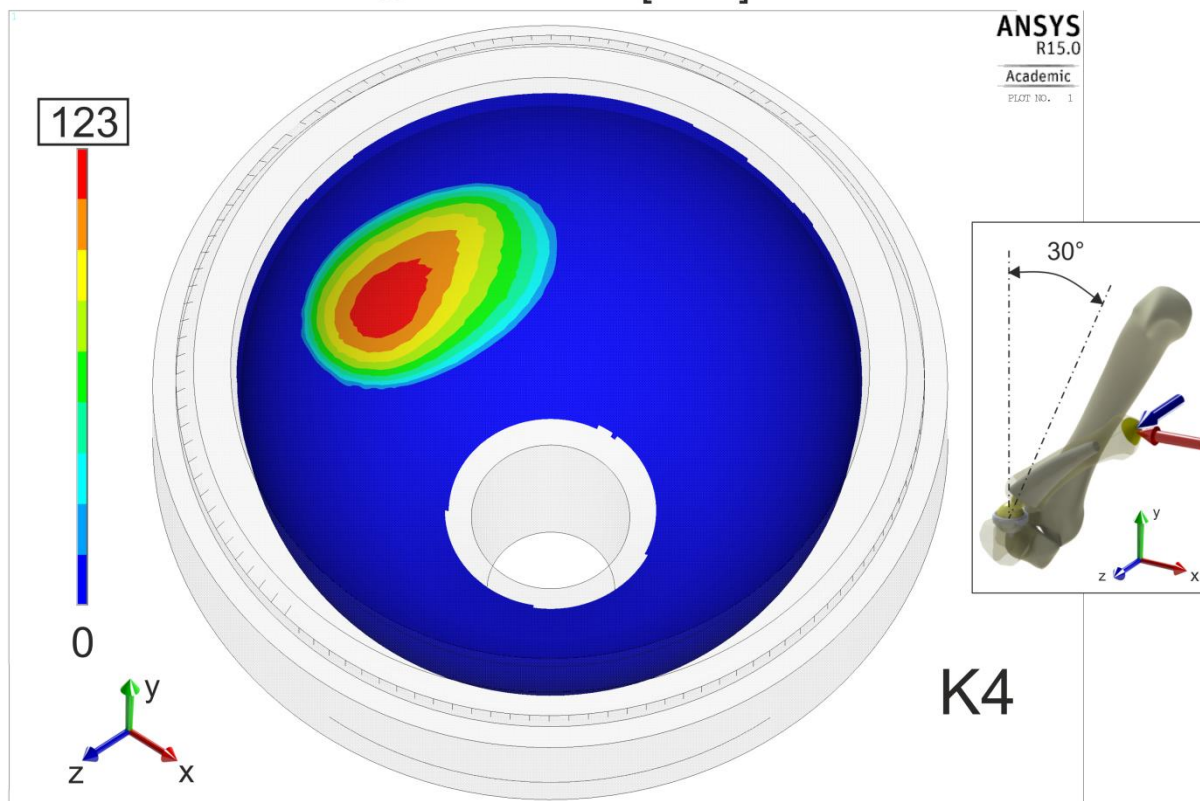
Obr. 10.17: Výsledné hodnoty kontaktních tlaků pro K1 bez vazů a K1 s vazy

kontaktní tlak [MPa]



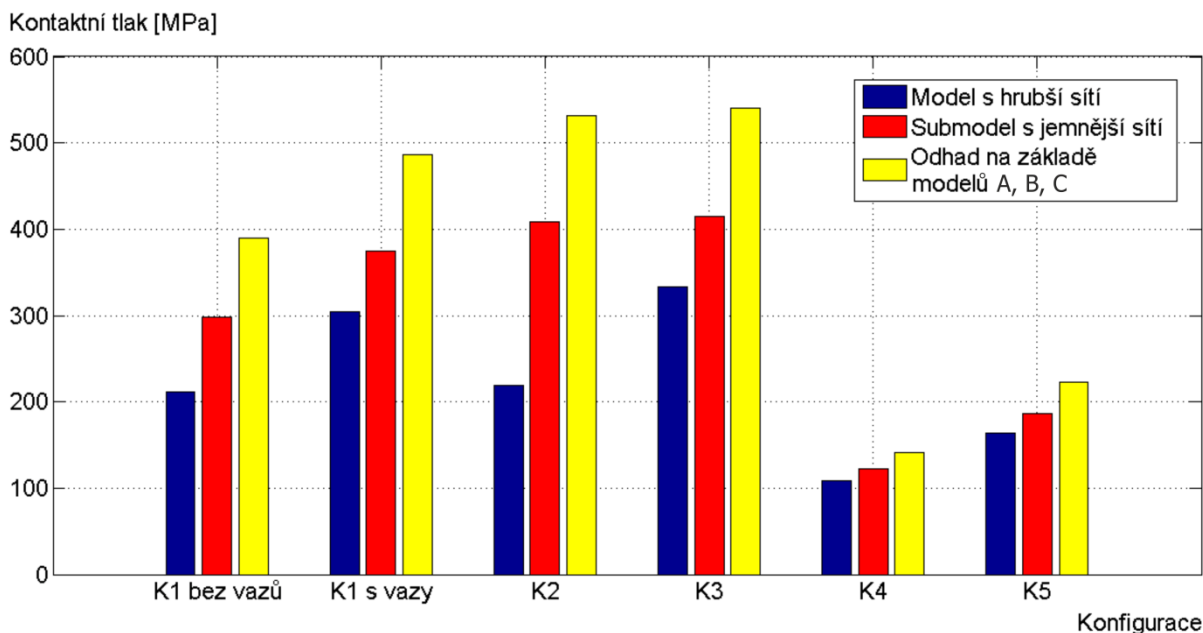
Obr. 10.18: Výsledné hodnoty kontaktních tlaků pro K2 a K3

kontaktní tlak [MPa]



Obr. 10.19: Výsledné hodnoty kontaktních tlaků pro K4 a K5

Dlužno dodat, že u výpočtového modelu D bylo, na rozdíl od modelů A, B, C, nezbytné vypnout automatické přizpůsobení kontaktních ploch (automatic contact adjustment), jelikož při volbě close gap/reduce penetration došlo kvůli velikosti kontaktních prvků ke spojení hlavice a jamky i mimo předpokládanou styčnou oblast, což zapříčinilo nesmyslné výsledky. Tento poznatek zdůrazňuje důležitost racionálního myšlení, teoretických znalostí a praktických zkušeností výpočtáře, který musí být schopen podobné nesrovnalosti odhalit a efektivním způsobem vyřešit.



Obr. 10.20: Porovnání kontaktních tlaků u jednotlivých konfigurací kompletního modelu

Obr. 10.20 má za cíl porovnat maximální hodnoty kontaktních tlaků u všech konfigurací kompletního výpočtového modelu D. Modrou barvou jsou označeny výsledky modelu s hrubší sítí, jež je zatěžován silově. Červeně jsou zdůrazněny výsledky submodelu tvořeného jemnější sítí a zatěžovaného deformačně. Na základě mnoha desítek výpočtů realizovaných na zjednodušeném modelu s různou jemností sítě a odlišnou kontaktní tuhostí byly stanoveny zpřesňující odhady pro jednotlivé konfigurace. Ještě jednou musí být zmíněno, že zjednodušení se týká výhradně modelu geometrie. Tím pádem je dovoleno provést lepší diskretizaci a detailněji analyzovat deformačně napěťové stavy v kontaktu.

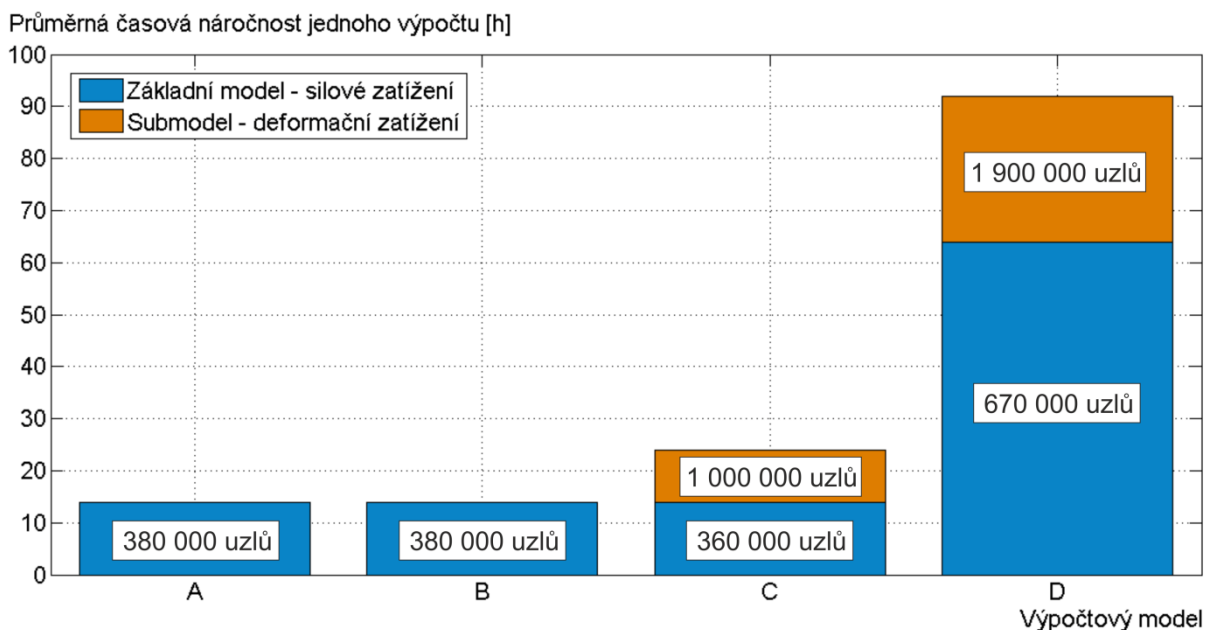
Je zřejmé, že všechny zhotovené výpočty jsou nelineární a aplikace principu lineární superpozice se tak zavrhuje. Ovšem z řady výpočtů vyplynulo, že většina výsledků, které mohou být považovány vzhledem k jemnosti sítě a kontaktní tuhosti za nejpřesnější, jsou o 10 až 30 % navýšeny oproti referenčním výsledkům. S ohledem na tento fakt byly hodnoty dané červenou barvou na obr. 10.20 vynásobeny příslušným koeficientem, a to v závislosti na velikosti kontaktní plochy, která tento koeficient významně ovlivňuje. Výsledky konfigurací **K1-K3** jsou totiž rozložením tlaku velmi podobné symetrickému zatížení varianty R3,48, u níž byl vysledován nárůst kontaktních tlaků okolo **30 %**. Navýšení kontaktních tlaků u

konfigurací **K4** a **K5** o **10** a **15 %** koresponduje s analýzami variant R3,49 a R3,50 u výpočtového modelu B.

Důležitými poznatky vyplývajícími z výsledků pro kompletní výpočtový model D jsou takové, že vazy za účelem dosažení statické rovnováhy způsobují přídavné zatížení o velikosti až 25 % referenčního zatížení. Dále je zřejmé, že kontakt se nejčastěji odehrává v oblasti, která je velmi blízká osově symetrickému zatěžování. Ukazuje se také, že se kontakt v zásadě neuskutečňuje na horní hraně jamky.

10.4 Porovnání výpočtové náročnosti

S přihlédnutím k obr. 10.21 si čtenář udělá lepší představu o výpočtové náročnosti reprezentativních zástupců výpočtových modelů A, B, C a D. Na jednu stranu je patrné, že pokud se u základního modelu navyšuje počet uzlů a prvků, roste pochopitelně časová náročnost a také požadavky na hardware. Na druhou stranu toto neplatí o vztahu mezi základním modelem a submodelem. Přestože submodel tvoří téměř třikrát více uzlů než základní model, doba výpočtu je nižší. Tento překvapivý jev způsobuje především typ zatížení, který je charakteristický zvláště pro základní model a submodel. Silové zatížení a důsledky spojené s funkcí prvků LINK180 v případě kompletního modelu D zásadně zpomalují konvergenci kvůli mírné pohyblivosti některých komponent jako tuhých celků. Naopak deformační zatížení díky jednoznačnému určení těles v prostoru podstatně urychluje výpočet.



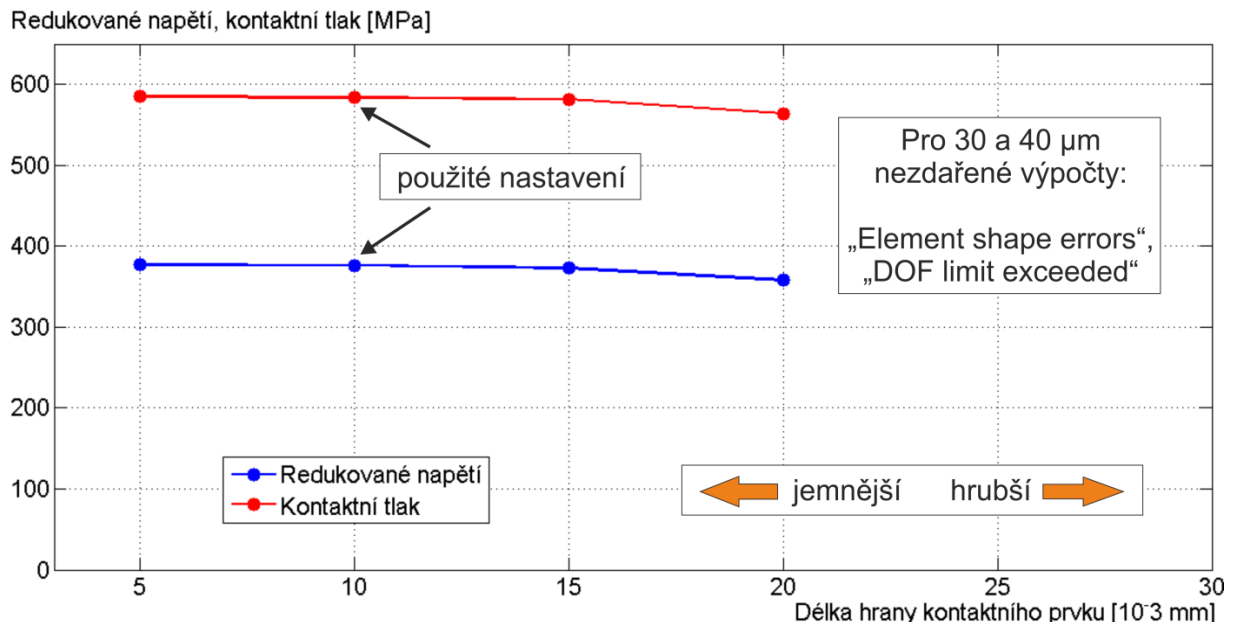
Obr. 10.21: Porovnání výpočtové náročnosti

11 PŘESNOST VÝSLEDKŮ

Celá kapitola 11 se vztahuje z důvodu přehlednosti jen ke zjednodušené náhradě s hlavicí R3,48 a kuželovou jamkou bez tenké vrstvy. Korektní by bylo provést ověření správnosti výsledků pro všechny výpočtové modely.

11.1 Jemnost sítě

Nezbytnou součástí výpočtu provedeného pomocí MKP by měla být verifikace výsledků ve vztahu k jemnosti sítě. Změna jemnosti sítě má za následek poskytování různých výsledků. Cílem je nastavit síť dostatečně jemnou, aby výsledky byly na její změnu málo citlivé. Současně však nesmí být síť až příliš jemná kvůli nárokům na výpočet a dalším důvodům. Nepísané pravidlo říká, že pokud při dvojnásobném zjemnění sítě dojde k odchýlení vhodné zvolené napětí o 5 %, lze diskretizaci považovat za vhodnou. Obr. 11.1 zachycuje závislost maximálních hodnot redukovaného napětí a kontaktního tlaku na jemnosti sítě.



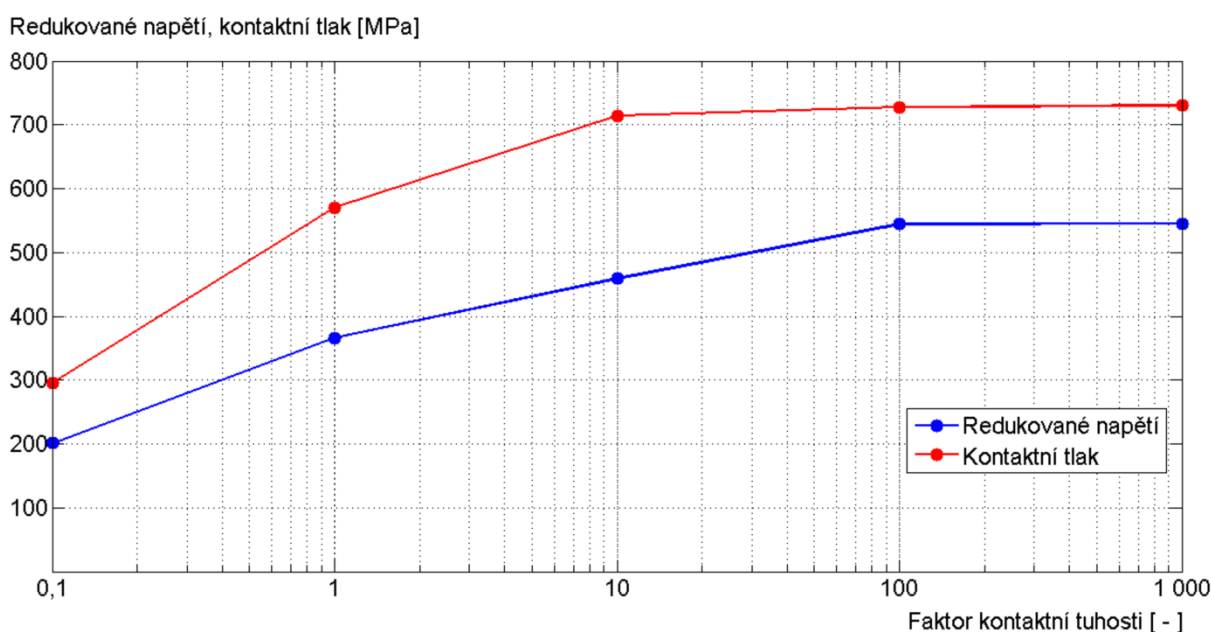
Obr. 11.1: Vliv jemnosti sítě na výsledné hodnoty

Nyní stojí za pozornost nezdařené výpočty pro dvě varianty s hrubší sítí. Zde se naprosto zjevně ukazuje, že kvalita sítě má přímý vliv na zdárný či nezdařný výpočet. Např. při velikosti hrany kontaktních prvků $30\ \mu\text{m}$ nastal problém s označením „Element shape (formulation) errors“. Tento problém se vyznačuje tím, že některé prvky jsou extrémně deformovány, čímž dojde ke zhroucení výpočtu. Vedle toho při velikosti hrany kontaktních prvků $40\ \mu\text{m}$ vznikl problém typu „DOF limit exceeded“. Znamená to, že zejména s ohledem na diskretizaci detekce kontaktních párů nezafungovala podle očekávání a jedno těleso prostoupilo skrz druhé. Nelze však prohlásit, že by síť byla příliš hrubá, protože u výpočtového modelu D vedla ještě hrubší síť ke zdárnému výpočtu. Dá se tedy tvrdit, že

k divergenci občas může vést konkrétní struktura sítě. Rady a doporučení, jak podobné problémy vyřešit, jsou k nalezení v kapitole 9.8.

11.2 Kontaktní tuhost

Jedním z měřítek přesnosti výpočtu kontaktní úlohy je kontaktní tuhost. Jak bylo popsáno v kapitole 9.8, jedná se o tuhost pomyslných pružinek, které jsou součástí kontaktních algoritmů penalty method a augmented Lagrange method. Ze závislosti vhodného napětí na kontaktní tuhosti se dá určit, zda jsou výsledky uspokojivé či nikoli. Obr. 11.2 dokládá, že při dostatečně vysokých hodnotách faktoru kontaktní tuhosti se redukované napětí i kontaktní tlak ustálí. Tyto ustálené hodnoty je možno z hlediska kontaktní tuhosti, respektive penetrace, která s tím souvisí, považovat za přijatelné.



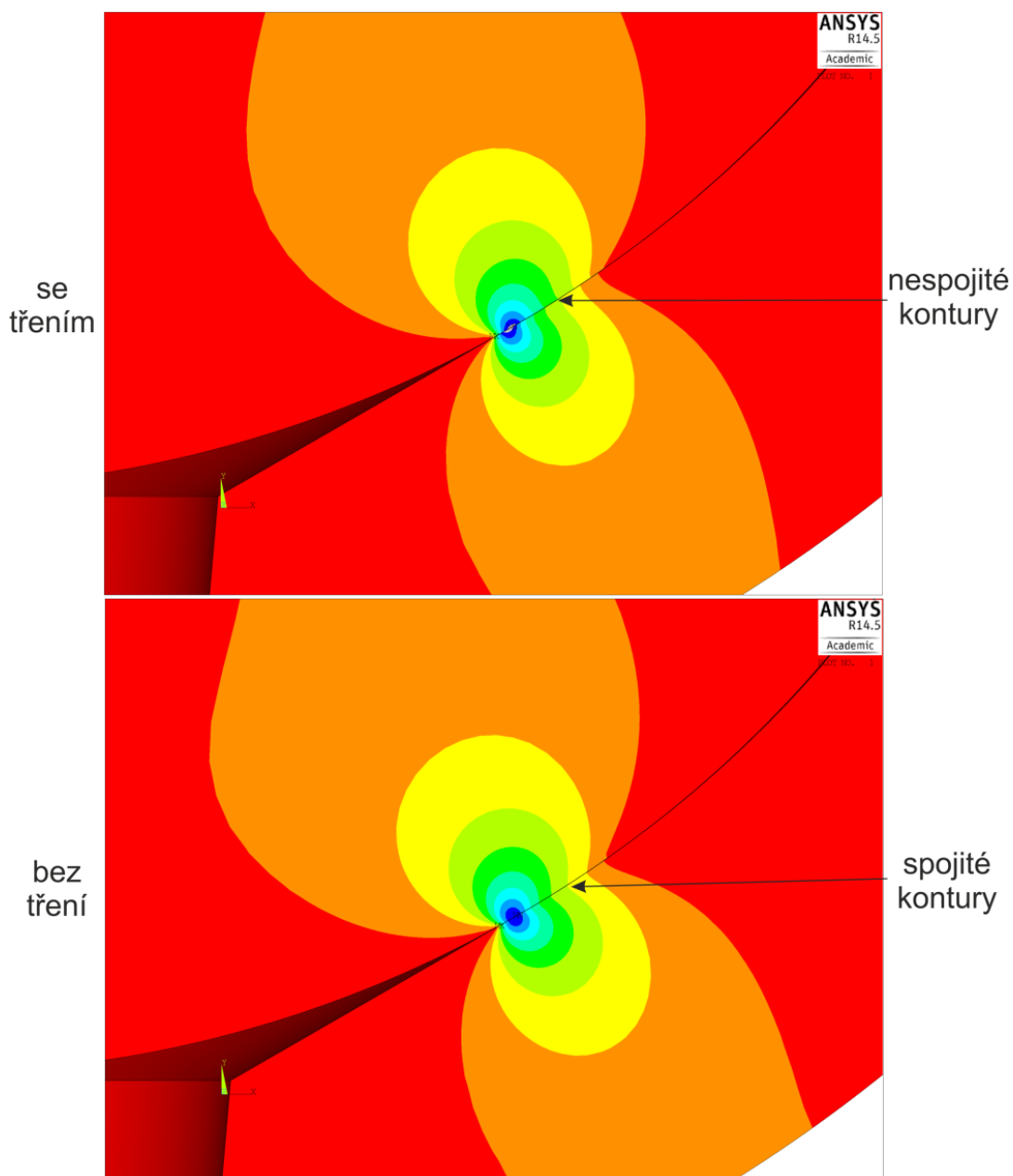
Obr. 11.2: Vliv kontaktní tuhosti na výsledné hodnoty

Protože diplomová práce sestává z mnoha desítek výpočtů, bylo nemyslitelné všechny výpočty provádět s nastavením dostatečně vysoké kontaktní tuhosti, která výrazně navyšuje výpočtovou náročnost. Ovšem zhruba pro třetinu výpočtů byly provedeny kontroly s nastavením vyšší kontaktní tuhosti a odtud byla provedena dodatečná korekce, jelikož se navýšení výsledků pohybovala v jistém, ne příliš širokém pásmu hodnot. Touto kontrolou se ukázalo, že výsledky výpočtových modelů A, B, C jsou relativně v pořádku a výsledky kompletního výpočtového modelu D tímto byly korigovány.

11.3 Vztah kontaktních tlaků a 3. hlavních napětí

Jednou z možností, jak posuzovat správnost výsledků kontaktních úloh, je vizuální hodnocení návaznosti kontur třetího hlavního napětí mezi stýkajícími se tělesy. Při zanedbatelných smykových napětích mezi kontaktními povrchy si absolutní hodnoty třetího hlavního napětí a kontaktního tlaku v každém bodě povrchu musí odpovídat. A protože má být splněna

podmínka statické rovnováhy, je nutné, aby si vzájemně odpovídaly i hodnoty kontaktních tlaků na obou površích. Z předchozích tvrzení plyne závěr, že pokud na kontaktních površích je zanedbatelné smykové napětí, musí na sebe kontury třetího hlavního napětí plynule navazovat. V případě přítomnosti smykového napětí si již nemusí odpovídat třetí hlavní napětí, zato kontaktní tlaky ano.

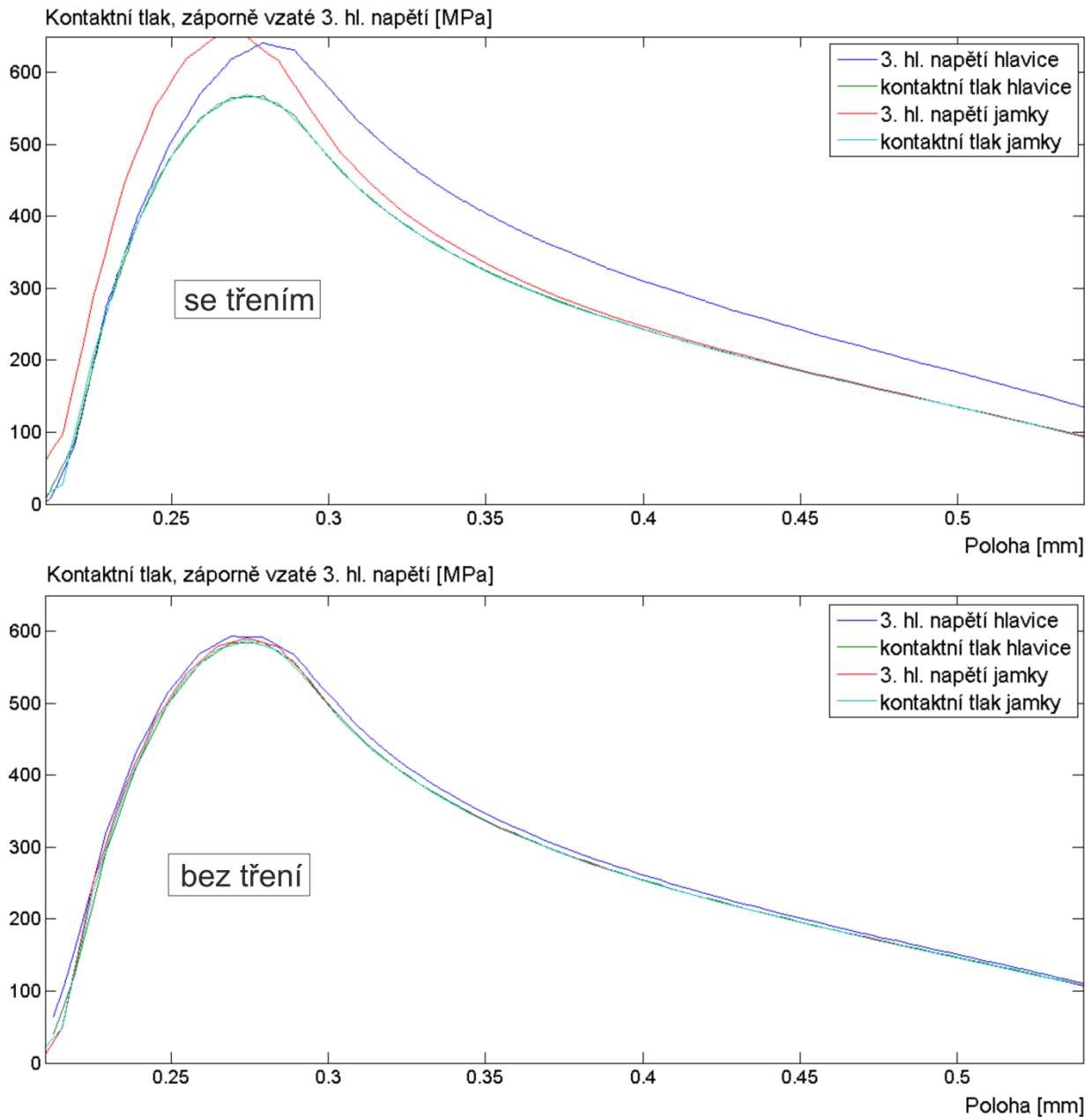


Obr. 11.3: Porovnání spojitosti kontur 3. hl. napětí pro kontakt se třením a bez tření

Pokud se jedná o uvažování koeficientu smykového tření 0,3, kontury třetího hlavního napětí mezi povrchy nenavazují, zatímco při koeficientu tření 0,0 lze spatřit téměř učebnicový příklad spojitosti kontur. V obou případech si kontaktní tlaky jednotlivých povrchů odpovídají svojí velikostí. Při detailnějším porovnání obou variant je zřejmé, že u varianty bez tření by

nositelka výslednice stykových sil meridiánového řezu směřovala kolmo k rovině kontaktu, zatímco u varianty se třením by se tato nositelka odchylovala více ke svislému směru.

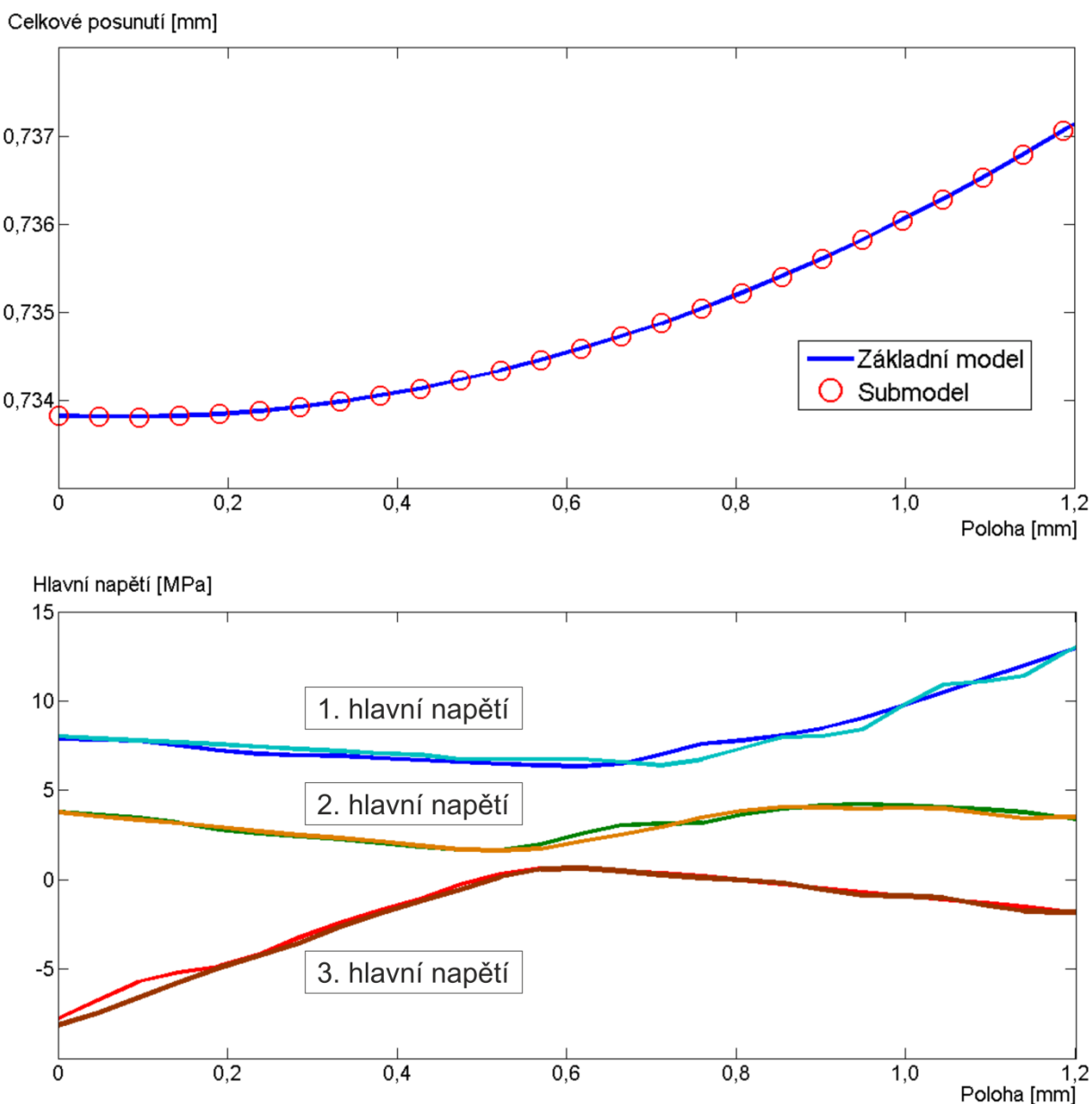
Jako důkaz výše uvedených tvrzení slouží obr. 11.4 zachycující výsledky třetího hlavního napětí a kontaktního tlaku na stýkajících se površích hlavice a jamky s uvažováním tření a bez něj. Hodnoty jsou vyčísleny po cestě tvořené kontaktními povrchy v osovém řezu.



Obr. 11.4: Vzájemný vztah kontaktního tlaku a 3. hl. napětí pro kontakt se třením a bez tření

11.4 Kontrola výsledků submodelingu

V návaznosti na kapitolu 9.9, která popisuje postup při submodelingu a na kapitolu 10.3, která uvádí výsledky za přispění submodelingu, je nezbytnou součástí následující kapitola zabývající se kontrolou těchto výsledků. Aby mohly být výsledky poskytnuté submodelingem považovány za přiblížení těm reálným oproti základnímu modelu, musí se posuvy, eventuálně i napětí ve vhodně zvolených místech mezi těmito dvěma modely téměř shodovat. Vhodně zvoleným místem často bývá cesta po hranici submodelu a odpovídající cesta po základním modelu. Obr. 11.5 zřetelně potvrzuje správnou aplikaci submodelu a vkládá důvěru v jím poskytnuté výsledky.



Obr. 11.5: Porovnání celkových posuvů a hlavních napětí mezi základním modelem a submodelem na vhodně zvolené cestě

12 ZÁVĚR

Byly vytvořeny čtyři skupiny výpočtových modelů označených A, B, C a D.

Výpočtový model **A** představuje **zjednodušený model náhrady při uvažování čtyř různých tvarů jamky**. Zjednodušení modelů A, B, C se týká hlavně modelu geometrie, což dovoluje provádět detailnější analýzu. Deformačně napjatostní analýza prokázala, že z hlediska maximálních hodnot kontaktního tlaku a redukovaného napětí dosahuje varianta č. 4 (kuželový přechod) v porovnání s ostatními nejnižších maximálních hodnot. Varianty č. 1 (zaoblení o poloměru 0,3 mm), č. 2 (zaoblení o poloměru 0,6 mm) a č. 3 (kulový přechod) nabývají podle výpočtů až o 45 % vyšších extrémních hodnot. Nutno zmínit, že varianta č. 3 obsahuje mezi dvěma kulovými plochami nehladký přechod, který je zdrojem singularity. Pro věrohodnější výsledky by měl být tento ostrý přechod nahrazen zaoblením.

Výpočtový model **B** označuje **zjednodušený model náhrady při uvažování různé velikosti kulové plochy hlavice**. Analýza tohoto modelu má za cíl sestavit závislost mezi maximálními hodnotami kontaktního tlaku a velikostí artikulární plochy hlavice. Výpočty prokázaly prudký pokles maximálního kontaktního tlaku při přechodu od poloměru kulové plochy hlavice R3,48 (mírná vůle) po R3,50 (přesné uložení). Při větších vůlích již změna kontaktního tlaku není tolik výrazná. Naopak při mírném přesahu (v praxi se nevyskytuje) je nárůst kontaktního tlaku markantní.

Označení **C** zaujímá **zjednodušený model náhrady při uvažování tenké vrstvy**. Byla realizována řada výpočtů, díky nimž byly sestaveny tři závislosti pro hlavní napětí v bodě maximálního 1. hl. napětí. Zatímco s rostoucím modulem pružnosti vrstvy 1. hl. napětí znatelně vzrůstá, s rostoucím Poissonovým poměrem nepatrně klesá a se zvětšující se tloušťkou vrstvy klesá výrazněji. Pro zvolenou extrémní kombinaci vstupních parametrů je uvedeno konkrétní rozložení 1. hl. napětí. V konečné fázi bylo přikročeno k uvažování titanové mezivrstvy, která může v reakci s tělními tekutinami zvětšovat objem, a tím zvyšovat pravděpodobnost porušování DLC vrstvy. Tato varianta se nabízí jako nedořešený problém.

Písmeno **D** zastřešuje **kompletní model totální TMC náhrady implantované v kostní tkáni včetně vazů a šlachy**. Hlavní myšlenkou je porovnat kontaktní tlaky u několika konfigurací a osvětlit tak vliv vazů a šlachy. Zaprvé se ukazuje, že vazy a šlachy za účelem dosažení statické rovnováhy zvyšují silové působení mezi hlavicí a jamkou přibližně o 25 %. Zadruhé je zřejmé, že u většiny konfigurací se kontakt uskutečňuje způsobem velmi blízkým symetrickému zatížení, které je aplikováno u modelů A, B, C. Zhodnocením výsledků lze dojít k závěru, že při zatížení metakarpální kosti silou 100 N v libovolném směru se maximální hodnoty kontaktního tlaku budou pohybovat okolo 500 MPa.

Všechny vytyčené cíle diplomové práce byly beze zbytku naplněny, dokonce se podařilo je v některých ohledech překonat. Tvorbou této práce byly získány neocenitelné znalosti a zkušenosti týkající se pokročilého modelování pomocí MKP. Především se podařilo osvojit si problematiku kontaktních úloh, což může být pro kariéru výpočtáře velmi přínosné.

13 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] KRATOCHVÍL, Ctirad, Jiří PULKRÁBEK a Jan FEREBAUER. *Stochastická mechanika 1*. Brno: ÚMTMB FSI VUT v Brně, 2004, s. 76.
- [2] JANÍČEK, Přemysl. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007, s. 683-1234, [67] s. ISBN 978-80-7204-556-32.
- [3] JANÍČEK, Přemysl a MAREK, Jiří. *Expertní inženýrství v systémovém pojetí*. Vyd. 1. Praha: Grada Publishing, 2013, 592 s. Expert (Grada Publishing). ISBN 9788024741277.
- [4] JANÍČEK, Přemysl. *Systémová metodologie: brána do řešení problémů*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2014, 1 sv. ISBN 978-80-7204-887-8.
- [5] SVOJANOVSKÝ, Tomáš. *Napjatostně deformační analýza jamky a dríku totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 71 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.
- [6] Bruno Moreira Campos: Osteopatia. [online]. 2012 [cit. 2015-04-18]. Dostupné z: <http://osteopatia-aartedotoque.blogspot.cz/2012/01/mobilization-technique-decreases-pain.html>
- [7] TRTÍK, Lubomír. *Rhizartróza, současné možnosti léčení*. Havlíčkův Brod: Ortopedie, 2011. Dostupné z: http://fvconsult.krivanekludek.cz/prednasky/Trtik_Rizartroza.pdf
- [8] Katalog firmy Beznoska: Totální náhrada trapéziometakarpálního kloubu - typ T. 2013, s. 20. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/totalni-nahradatrapeziometakarpalniho-kloubu-%E2%88%92-typ-t/>
- [9] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1987.
- [10] GHAVAMI, Ashkan a Scott N. OISHI. Thumb Trapeziometacarpal Arthritis: Treatment with Ligament Reconstruction Tendon Interposition Arthroplasty. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2006, vol. 117, issue 6, 116e-128e. DOI: 10.1097/01.prs.0000214652.31293.23. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [11] BETTINGER, Paul C., Ronald L. LINSCHIED, Richard A. BERGER, William P. COONEY a Kai-Nan AN. An Anatomic Study of the Stabilizing Ligaments of the Trapezium and Trapeziometacarpal Joint. *The Journal of Hand Surgery*. 1999, vol. 24, issue 4, s. 786-798. DOI: 10.1053/jhsu.1999.0786. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502399943575>
- [12] CARDOSO, Fabiano Nassar, Hyun-Jin KIM, Flavio ALBERTOTTI, Michael J. BOTTE, Donald RESNICK a Christine B. CHUNG. Imaging the Ligaments of the Trapeziometacarpal Joint: MRI Compared with MR Arthrography in Cadaveric Specimens. *American Journal of Roentgenology*. 2009, vol. 192, issue 1, W13-W19. DOI: 10.2214/AJR.07.4010. Dostupné z:

<http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.07.4010>

- [13] IMAEDA, Toshihiko, Kai-Nan AN, William P. COONEY a Ronald LINSCHIED. Anatomy of trapeziometacarpal ligaments. *The Journal of Hand Surgery*. 1993, vol. 18, issue 2, s. 226-231. DOI: 10.1016/0363-5023(93)90352-4. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0363502393903524>
- [14] NEUMANN, Donald A. a Teri BIELEFELD. The Carpometacarpal Joint of the Thumb: Stability, Deformity, and Therapeutic Intervention. *Journal of Orthopaedic*. 2003, vol. 33, issue 7, s. 386-399. DOI: 10.2519/jospt.2003.33.7.386. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2003.33.7.386>
- [15] Průmyslové spektrum. *MMspektrum* [online]. 2013 [cit. 2015-03-16]. Dostupné z: <http://www.mmspektrum.com/clanek/pouziti-dlc-povlaku-nejen-v-automobilovem-prumyslu.html>
- [16] MICHLER, J, M TOBLER a E BLANK. Thermal annealing behaviour of alloyed DLC films on steel: Determination and modelling of mechanical properties. *Diamond and Related Materials*. 1999, vol. 8, 2-5, s. 510-516. DOI: 10.1016/S0925-9635(98)00336-7. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925963598003367>
- [17] CHO, Sung-Jin, Kwang-Ryeol LEE, Kwang YONG EUN, Jun HEE HAHN a Dae-Hong KO. Determination of elastic modulus and Poisson's ratio of diamond-like carbon films. *Thin Solid Films*. 1999, vol. 341, 1-2, s. 207-210. DOI: 10.1016/S0040-6090(98)01512-0. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0040609098015120>
- [18] KOHOUTEK, J. *Deformačně napěťová analýza proximálního konce femuru se skluzovým hřebem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 83 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [19] GrabCAD. [online]. 2014 [cit. 2015-04-18]. Dostupné z: <https://grabcad.com/>
- [20] BAJURI, M. N., Mohammed Rafiq ABDUL KADIR, Malliga Raman MURALI a T. KAMARUL. Biomechanical analysis of the wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: a finite element analysis. *Medical*. 2013, vol. 51, 1-2, s. 175-186. DOI: 10.1007/s11517-012-0982-9. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-012-0982-9>
- [21] GISLASON, M K, D H NASH, A NICOL, A KANELLOPOULOS, M BRANSBY-ZACHARY, T HEMS, B CONDON a B STANSFIELD. A three-dimensional finite element model of maximal grip loading in the human wrist. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2009-10-1, vol. 223, issue 7, s. 849-861. DOI: 10.1243/09544119JEIM527. Dostupné z: <http://pih.sagepub.com/lookup/doi/10.1243/09544119JEIM527>
- [22] GISLASON, Magnús K., Benedict STANSFIELD a David H. NASH. Finite element model creation and stability considerations of complex biological articulation: The human wrist joint. *Medical Engineering*. 2010, vol. 32, issue 5, s. 523-531. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.02.015. Dostupné z:

<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453310000445>

- [23] GISLASON, Magnús a David H. Finite Element Modelling of a Multi-Bone Joint: The Human Wrist. *Finite Element Analysis - New Trends and Developments*. InTech, 2012-10-10. DOI: 10.5772/50560. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis-new-trends-and-developments/finite-element-modelling-of-a-multi-bone-joint-the-human-wrist>
- [24] BAJURI, M., M. R. ABDUL KADIR, I. M. AMIN a A. OCHSNER. Biomechanical analysis of rheumatoid arthritis of the wrist joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2012-06-27, vol. 226, issue 7, s. 510-520. DOI: 10.1177/0954411912445846. Dostupné z: <http://pih.sagepub.com/lookup/doi/10.1177/0954411912445846>
- [25] HENDRA Hermawan, Dadan RAMDAN and Joy R. P. DJUANSJAH (2011). *Metals for Biomedical Applications, Biomedical Engineering - From Theory to Applications*, Prof. Reza Fazel (Ed.), ISBN: 978-953-307-637-9, InTech, Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/biomedical-engineering-from-theory-to-applications/metals-for-biomedical-applications>
- [26] PODSEDNÍK, K. *Biomechanická studie karpometakarpálního (CMC) kloubu palce ruky*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 68 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [27] ANSYS. *ANSYS Mechanical APDL Element Reference*. Release 15.0. Canonsburg, 2013. Dostupné z: <http://www.ansys.com>
- [28] LEE, Jessica Lynn. *Wear of Metal-on-metal Artificial Discs for the Lumbar Spine* [online]. ProQuest, 2007 [cit. 2015-03-24]. ISBN 9780549235194. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=6TmzN31Lz8YC&pg=PA44&lpg>
- [29] GUO, Xin, Yubo FAN a Zong-Ming LI. Three Dimensional Finite Element Analysis on the Morphological Change of the Transverse Carpal Ligament. *2007 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering*. IEEE, 2007, s. 1866-1869. DOI: 10.1109/ICCME.2007.4382071. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4382071>
- [30] THORKILDSEN, R., J. THEODORSSON, M. MELLGREN a M. RØKKUM. Comparison of two uncemented trapezio-metacarpal cups: A finite element study. *Hand Surgery*. 2013, vol. 18, issue 02, s. 221-228. DOI: 10.1142/S0218810413500275. Dostupné z: <http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0218810413500275>
- [31] BETTINGER, Paul C., W.Paul SMUTZ, Ronald L. LINSCHIED, William P. COONEY a Kai-Nan AN. Material properties of the trapezial and trapeziometacarpal ligaments. *The Journal of Hand Surgery*. 2000, vol. 25, issue 6, s. 1085-1095. DOI: 10.1053/jhsu.2000.18487. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S036350230047543X>
- [32] ANSYS. *ANSYS Mechanical APDL Theory Reference*. Release 15.0. Canonsburg, 2013. Dostupné z: <http://www.ansys.com>

-
- [33] CHIAVARAS, Mary M., Srinivasan HARISH, Glen OOMEN, Terry POPOWICH, Bruce WAINMAN a James R. BAIN. Sonography of the Anterior Oblique Ligament of the Trapeziometacarpal Joint: A Study of Cadavers and Asymptomatic Volunteers. *American Journal of Roentgenology*. 2010, vol. 195, issue 6, W428-W434. DOI: 10.2214/AJR.10.4403. Dostupné z: <http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.10.4403>
- [34] MARCIÁN, Petr, Zdeněk FLORIAN a Michal MRÁZEK. VUT V BRNĚ, FSI, ÚMTMB. *Výukový materiál pro stomatologickou biomechaniku*. Brno, 2010, 66 s.
- [35] ANSYS. *ANSYS Mechanical APDL Contact Technology Guide*. Release 15.0. Canonsburg, 2013, 192 s. Dostupné z: <http://www.ansys.com>
- [36] ANSYS. *ANSYS Mechanical Structural Nonlinearities: Introduction to Contact*. Release 13.0. 2010, 74 s. Dostupné z: http://inside.mines.edu/~apetrell/ENME442/Labs/1301_ENME442_lab6_lecture.pdf
- [37] ANSYS. *Nonlinear Contact Analysis Techniques using ANSYS*. 2003. Dostupné z: <http://www.ansys.com>
- [38] ANSYS. *ANSYS Training Manual: Bonded Contact*. 2001, 16 s. Dostupné z: http://www2.kuas.edu.tw/prof/me06/part-2/2_09-contact.ppt
- [39] EPSILON FEA. *Contact Analysis: ANSYS*. 2013. Dostupné z: http://www.epsilonfea.com/images/Contact_Update.pdf
- [40] WANG, Erke. ANSYS Contact: Penalty vs. Lagrange. 2004, s. 45. Dostupné z: <https://www.scribd.com/doc/36284870/Erke-Wang-Ansys-Contact>
- [41] CAE ASSOCIATES. *ANSYS Nonlinear Convergence Best Practices*. 2012. Dostupné z: https://caeai.com/sites/default/files/CAEA_UGM2012_NL_BP.pdf
- [42] METRISIN, Joseph T. ANSYS. *Guidelines for Obtaining Contact Convergence*. 2008, 29 s. Dostupné z: <http://www.ansys.com/staticassets/ANSYS/staticassets/resourcelibrary/confpaper/2008-Int-ANSYS-Conf-guidelines-contact-convergence.pdf>
- [43] ANSYS. *ANSYS Submodeling*. Release 15.0. Canonsburg, 2013. Dostupné z: <http://www.ansys.com>
- [44] MARCIÁN, Petr, Libor BORÁK, Jiří VALÁŠEK, Jozef KAISER, Zdeněk FLORIAN a Jan WOLFF. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study. *Journal of Biomechanics*. 2014, vol. 47, issue 16, s. 3830-3836. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.019. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014005405>

14 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

Symbol	Rozměr	Název
E	Pa	Modul pružnosti v tahu
F	N	Matice zatížení
G	m	Matice odpovídajících deformačních parametrů
g_0	m	Vektor počátečních kontaktních mezer
g_N	m	Velikost mezery/penetrace v normálovém směru
K	$N \cdot m^{-1}$	Matice tuhosti
k	$N \cdot m^{-1}$	Tuhost
l	m	Délka
S	m^2	Plocha
t	m	Tloušťka
u	m	Vektor posuvů všech uzlů
W	J	Energie napjatosti
γ	$N \cdot m^{-3}$	Vektor kontaktních tuhostí (surface to surface)
γ_N	$N \cdot m^{-3}$	Normálová kontaktní tuhost (surface to surface)
ε	-	Vektor přetvoření
λ	Pa	Vektor Lagrangeových multiplikátorů
λ_N, λ_T	Pa	Lagrangeovy multiplikátory
μ	-	Poissonův poměr
Π	J	Celková potenciální energie
σ	Pa	Vektor napětí

15 SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obr. 1.1: Poloha trapéziometakarpálního kloubu [6]</i>	11
<i>Obr. 5.1: Ukázka používaného dřívku [8]</i>	16
<i>Obr. 5.2: Necementovaná (vlevo) a cementovaná jamka [8]</i>	16
<i>Obr. 5.3: Přímá (vlevo) a valgózní varianta krčku [8]</i>	17
<i>Obr. 5.4: Ukázka používané TMC náhrady [8]</i>	17
<i>Obr. 6.1: Schéma uspořádání vazů a šlachy (APL)... [10]</i>	19
<i>Obr. 9.1: Zjednodušený model geometrie hlavice a jamky</i>	24
<i>Obr. 9.2: Přehled odlišných modelů geometrie jamky</i>	24
<i>Obr. 9.3: Rozměry zjednodušené náhrady</i>	25
<i>Obr. 9.4: Model geometrie s uvažováním tenké vrstvy včetně submodelu</i>	26
<i>Obr. 9.5: Přehled kompletního modelu geometrie komponent náhrady</i>	26
<i>Obr. 9.6: Kompletní model geometrie náhrady</i>	27
<i>Obr. 9.7: Rozměry komponent náhrady</i>	27
<i>Obr. 9.8: Ukázka segmentace kostí v programu Medical 3D Image Modeling</i>	28
<i>Obr. 9.9: Nekvalitní model geometrie kostí ruky po segmentaci</i>	28
<i>Obr. 9.10: Model geometrie kostí ruky dostupný na webových stránkách ÚMTMB</i>	28
<i>Obr. 9.11: Model geometrie kostí ruky dostupný na www.grabcad.com...</i>	29
<i>Obr. 9.12: Model geometrie náhrady implantované v kostech</i>	29
<i>Obr. 9.13: Znázornění okrajových podmínek na zjednodušeném modelu</i>	30
<i>Obr. 9.14: Znázornění okrajových podmínek na zjednodušeném modelu...</i>	31
<i>Obr. 9.15: Znázornění okrajových podmínek na celém modelu TMC skloubení</i>	31
<i>Obr. 9.16: Nahrazení vazů a šlachy tahovými prvky LINK180</i>	32
<i>Obr. 9.17: Model aktivace zjednodušené náhrady</i>	33
<i>Obr. 9.18: Model aktivace zjednodušené náhrady s uvažováním tenké vrstvy</i>	34
<i>Obr. 9.19: Model aktivace, přehled zatěžovacích stavů – konfigurací</i>	35
<i>Obr. 9.20: Model aktivace submodelu TMC skloubení</i>	36
<i>Obr. 9.21: Souhrn použitých typů konečných prvků [27]</i>	38
<i>Obr. 9.22: Diskretizace modelu zjednodušené náhrady pro různé velikosti hlavice</i>	39
<i>Obr. 9.23: Diskretizace modelu zjednodušené náhrady s uvažováním tenké vrstvy...</i>	40

<i>Obr. 9.24: Diskretizace modelu celého TMC skloubení, palmární pohled v řezu</i>	41
<i>Obr. 9.25: Diskretizace modelu v oblasti ukotvení náhrady v kostech, dorzální pohled</i>	42
<i>Obr. 9.26: Diskretizace submodelu náhrady včetně detailu</i>	43
<i>Obr. 9.27: Znázornění a označení kontaktních párů, dorzální pohled</i>	45
<i>Obr. 9.28: Znázornění základní podstaty pokutového přístupu [40]</i>	47
<i>Obr. 10.1: Výsledky pro různé modely geometrie jamky</i>	56
<i>Obr. 10.2: Kontaktní tlak vyneseny po cestě na povrchu jamky pro různé velikosti...</i>	57
<i>Obr. 10.3: Znázornění 3. hl. napětí pro různé velikosti kulové plochy hlavice</i>	58
<i>Obr. 10.4: Výsledky pro velikost kulové plochy hlavice R3,50 (přesné uložení)</i>	59
<i>Obr. 10.5: Výsledky pro velikost kulové plochy hlavice R3,51 (uložení s přesahem)</i>	59
<i>Obr. 10.6: Závislost max. 1. hl. napětí a jemu odpovídajících dalších hl. napětí...</i>	61
<i>Obr. 10.7: Závislost max. 1. hl. napětí a jemu odpovídajících dalších hl. napětí...</i>	61
<i>Obr. 10.8: Závislost max. 1. hl. napětí a jemu odpovídajících dalších hl. napětí...</i>	62
<i>Obr. 10.9: Rozložení kontaktního tlaku při uvažování tenké vrstvy u submodelu</i>	63
<i>Obr. 10.10: Rozložení 1. hl. napětí při uvažování tenké vrstvy u submodelu</i>	63
<i>Obr. 10.11: Detail rozložení 1. hl. napětí na povrchu hlavice s uvažováním...</i>	64
<i>Obr. 10.12: Detail rozložení 1. hl. napětí na povrchu hlavice s uvažováním...</i>	65
<i>Obr. 10.13: Detail rozložení 1. hl. napětí na povrchu hlavice s uvažováním...</i>	66
<i>Obr. 10.14: Znázornění napjatosti v Mohrově rovině...</i>	67
<i>Obr. 10.15: Celkové posuvy ilustrované na konfiguraci K2</i>	68
<i>Obr. 10.16: Celkové redukované přetvoření ilustrované na konfiguraci K2</i>	69
<i>Obr. 10.17: Výsledné hodnoty kontaktních tlaků pro K1 bez vazů a K1 s vazy</i>	70
<i>Obr. 10.18: Výsledné hodnoty kontaktních tlaků pro K2 a K3</i>	71
<i>Obr. 10.19: Výsledné hodnoty kontaktních tlaků pro K4 a K5</i>	72
<i>Obr. 10.20: Porovnání kontaktních tlaků u jednotlivých konfigurací kompletního...</i>	73
<i>Obr. 10.21: Porovnání výpočtové náročnosti</i>	74
<i>Obr. 11.1: Vliv jemnosti sítě na výsledné hodnoty</i>	75
<i>Obr. 11.2: Vliv kontaktní tuhosti na výsledné hodnoty</i>	76
<i>Obr. 11.3: Porovnání spojitosti kontur 3. hl. napětí pro kontakt se třením a bez tření</i>	77
<i>Obr. 11.4: Vzájemný vztah kont. tlaku a 3. hl. napětí pro kontakt se třením a bez tření</i>	78
<i>Obr. 11.5: Porovnání celkových posuvů a hlavních napětí...</i>	79

16 SEZNAM TABULEK

<i>Tab. 9.1: Přehled výpočtových modelů</i>	23
<i>Tab. 9.2: Varianty poloměrů kulové plochy hlavice</i>	25
<i>Tab. 9.3: Rozložení zatížení do jednotlivých kroků – loadstepů</i>	33
<i>Tab. 9.4: Orientace a velikost zatížení při jednotlivých konfiguracích</i>	34
<i>Tab. 9.5: Model materiálu jednotlivých komponent</i>	36
<i>Tab. 9.6: Model materiálu vazů a šlachy</i>	37
<i>Tab. 9.7: Rozsah základních vlastností DLC vrstvy [15], [16], [17]</i>	37
<i>Tab. 9.8: Přehled aplikovaných typů konečných prvků [27]</i>	38
<i>Tab. 9.9: Shrnutí kontaktních párů</i>	44
<i>Tab. 9.10: Nejčastější nastavení řešiče</i>	45
<i>Tab. 10.1: Výsledné hodnoty pro odlišné modely geometrie jamky</i>	55
<i>Tab. 10.2: Proměnné parametry tenké vrstvy</i>	60
<i>Tab. 10.3: Proměnné versus konstanty při analýze tenké vrstvy</i>	60
<i>Tab. 10.4: Kombinace vstupních parametrů způsobující maximální hodnotu...</i>	62
<i>Tab. 10.5: Remodelace kostní tkáně podle Frostovy teorie [44]</i>	69